

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MODIFICATIONS BIOMÉCANIQUES DU MEMBRE INFÉRIEUR CHEZ DES
INDIVIDUS ATTEINTS D'UNE INSTABILITÉ CHRONIQUE DE LA CHEVILLE
LORS DE L'EXÉCUTION D'UNE TÂCHE DYNAMIQUE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ COMME
EXIGENCE PARTIELLE DE LA
MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE
(PROFIL AVEC MÉMOIRE)

PAR

CAMILLE MAINVILLE

AVRIL 2021

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (MSc.)

Direction de recherche :

Vincent Cantin, Ph. D.	Université du Québec à Trois-Rivières
Prénom et nom	directeur de recherche

Martin Descarreaux, D.C, Ph. D.	Université du Québec à Trois-Rivières
Prénom et nom	codirecteur de recherche

Jury d'évaluation

Vincent Cantin, Ph. D.	Université du Québec à Trois-Rivières
Prénom et nom	Membre de jury

Laurie-Ann Corbin-Berrigan, Ph. D.	Université du Québec à Trois-Rivières
Prénom et nom	Membre de jury

Katia Turcot, Ph. D.	Université Laval
Prénom et nom	Membre externe de jury

RÉSUMÉ

Introduction

L'entorse latérale de la cheville (ELC) est une condition qui affecte environ deux millions de personnes chaque année aux États-Unis. De ce nombre, environ 40% des individus manifesteront des symptômes et de l'instabilité persistante sous forme d'instabilité chronique de la cheville (CAI). La CAI entraîne de nombreux déficits tels qu'une diminution de la proprioception, du contrôle postural et sensorimoteur ainsi qu'une faiblesse des muscles stabilisateurs de la cheville. De plus, de nombreux changements biomécaniques sont présents chez les individus atteints de CAI comparativement aux individus sains lors de l'exécution d'une réception de saut unilatéral sur une surface stable. En revanche, peu d'études ont abordé l'analyse de la biomécanique du membre inférieur lors d'une réception de saut sur une surface instable ou inclinée. Ce type de surface augmente le stress imposé aux ligaments latéraux de la cheville et requiert des stratégies d'adaptations plus importantes, ce qui peut accroître le risque de récurrence d'ELC chez les individus atteints d'une CAI.

Objectifs

L'étude présentée dans ce mémoire a pour objectif de déterminer les adaptations biomécaniques (électromyographie, cinématique, cinétique) présentes chez les individus atteints d'une CAI lors de l'exécution d'une tâche de réception de saut unilatéral sur différentes surfaces d'atterrissage (stable (DROP), instable (FOAM), inclinée (WEDGE)).

Méthodologie

Au total, 22 individus atteints de CAI ont participé à une séance expérimentale au cours de laquelle ils devaient exécuter une réception de saut unilatéral d'une hauteur de 46 cm sur trois différentes surfaces, soit; une surface stable (DROP), une surface en mousse d'une épaisseur de 10 cm et d'une densité de 1 kg/cm³ (FOAM) ainsi qu'une surface inclinée latéralement à 25 degrés (WEDGE). Les individus étaient recrutés en respectant les critères de sélection de l'*International Ankle Consortium (IAC)*. La jambe du côté atteint de CAI a été instrumentée afin de compléter le protocole expérimental. L'activité musculaire du moyen fessier, du vaste latéral et médial, du tibial antérieur ainsi que du long fibulaire a été enregistrée lors de la réception de saut unilatéral. De plus, la cinématique et la cinétique du genou et de la cheville ont aussi été enregistrées lors de l'exécution de la tâche. La version non-paramétrique du *statistical non-parametric mapping one-way ANOVA* (SnPM(f)) a été utilisée afin de comparer les différentes variables biomécaniques lors de la réception de saut sur la surface stable, instable et inclinée.

Résultats

Lors de la tâche FOAM et WEDGE comparativement à la tâche DROP, de nombreuses adaptations étaient présentes telles qu'une augmentation significative de la flexion plantaire, de l'inversion de la cheville, du moment de force en inversion de la cheville et du moment de force en extension du genou. De plus, une augmentation significative de la préactivation musculaire du long fibulaire a été observée lors de la tâche

WEDGE, tandis qu'une diminution significative de la préactivation musculaire a été observée pour ce même muscle lors de la tâche FOAM comparativement à la tâche DROP. Lors de la phase de réception, aucun changement significatif n'a été observé pour le long fibulaire lors de la tâche FOAM et WEDGE comparativement à la tâche DROP.

Conclusion

Les résultats de cette étude montrent que les individus avec une CAI présentent des adaptations biomécaniques lors d'une réception de saut sur une surface stable, instable ou inclinée. Une amélioration de la compréhension des impacts de la CAI sur la biomécanique du membre inférieur lors de tâches dynamiques permettra une prise en charge optimale et diminuera ainsi les risques de développement de la CAI.

Mots-clés

Électromyographie; cinématique; cinétique; instabilité chronique de la cheville; tâches dynamiques.

ABSTRACT

Introduction

Lateral ankle sprain (LAS) is a common injury in the general and athletic population. Among individuals who sustain LAS, 40% will report recurrent LAS and residual disability such as chronic ankle instability (CAI). This condition is characterized by decreased ankle evtor strength, impaired proprioception, reduced ankle dorsiflexion range of motion, altered fibularis longus motor control and altered lower-limb biomechanics during unilateral drop jump landing on a stable surface. However, a limited number of studies investigated the effect of unstable or inclined landing surface on lower-limb muscle activity, kinetics and kinematics during unilateral drop jump landing. The presence of unstable or inclined landing surface increase the stress on lateral ankle ligaments and could lead individuals with CAI to a recurrent LAS.

Objectives

The objective of this study was to quantify the lower-limb biomechanics (electromyography, kinetics, kinematics) adaptations in individuals with CAI during unilateral drop jump landing on stable (DROP), unstable (FOAM) and inclined (WEDGE) landing surface.

Methodology

Twenty-two participants with CAI were recruited to participate in the study. Participants were recruited using the selection criteria for CAI study of the International

Ankle Consortium (IAC). The leg affected by CAI was instrumented to complete the experimental protocol. During the experimentation, the gluteus medius, the vastus lateralis and medialis, the tibialis anterior and the fibularis longus muscle activity were recorded. Furthermore, the ankle and knee kinetics and kinematics were also collected. Each participant had to complete five unilateral drop jump landings from a 46 *cm* high platform on three different surfaces; DROP, FOAM (a 10 *cm* foam block with a density of 1 *kg/ft*³) and WEDGE surface (a 25 *degree* laterally inclined platform) positioned on the force plate. A curve analysis with non-parametric version of statistical parametric mapping one-way ANOVA (SnPM(f)) was used to compare lower-limb electromyography, kinetics and kinematics differences between surfaces.

Results

During FOAM and WEDGE compared to DROP, a significant increased ankle plantarflexion, ankle inversion, ankle inversion joint moment and knee extension joint moment were observed. Furthermore, a significant increased and a decreased fibularis longus preactivation was respectively observed during WEDGE and FOAM compared to DROP. No significant differences were observed for fibularis longus during landing phase on FOAM and WEDGE compared to DROP.

Conclusion

Individuals with CAI had lower-limb biomechanics adaptations during landing on different surfaces. A better understanding of lower-limb biomechanics in individuals with

CAI during dynamic tasks could improve rehabilitation strategies after LAS and prevent the development of CAI.

Keys Words: Electromyography; kinematics; kinetics; neuromechanics.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	ii
ABSTRACT	v
LISTE DES TABLEAUX.....	x
LISTE DES FIGURES	xi
LISTE DES ABRÉVIATIONS	xii
REMERCIEMENTS	xiv
CHAPITRE 1.....	1
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2.....	4
MISE EN CONTEXTE	4
2.1. Entorse de la cheville	4
2.2. Anatomie et pathomécanique de l'entorse de la cheville.....	5
2.3. Facteurs de risque	8
2.4. Coûts et impacts sociaux	11
2.5. Conséquences à long terme	12
2.6. Définition de la CAI.....	13
2.7. Développement de la CAI.....	16
2.8. Impacts biomécaniques de la CAI.....	23
2.9 Réception de saut sur surface instable ou inclinée	30
CHAPITRE 3.....	35
PROBLÉMATIQUE	35
CHAPITRE 4.....	38
OBJECTIFS & HYPOTHÈSES	38
CHAPITRE 5.....	39
ARTICLE SCIENTIFIQUE.....	39
RÉSUMÉ	41
ABSTRACT	44
CHAPITRE 6.....	67

DISCUSSION	67
Forces et limites	74
Perspectives de recherche	77
CHAPITRE 7	78
CONCLUSION	78
BIBLIOGRAPHIE	80
ANNEXE A	xvi
ANNEXE B	xix
ANNEXE C	xxi

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Synthèse des principaux symptômes en fonction du type de CAI	14
Tableau 2. Synthèse des principaux changements biomécaniques du membre inférieur chez les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains lors d'une réception de saut unilatéral sur surface stable (↑ : augmentation, ↓ : diminution).....	24
Table 3. Participants descriptive data and ankle injury information.....	53

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Localisation anatomique des ligaments latéraux de la cheville (Netter, 2011).	6
Figure 2. Hertel et Corbett (2019). Modèle explicatif de la CAI, traduit par Gabriel Moisan (2019).....	18
Figure 3. Phase pré et post-impact lors d'une réception de saut unilatéral.....	25
Figure 4. Representation of preactivation and landing phase	52
Figure 5. Muscles activity during preactivation and landing phase of (a) gluteus medius, (b) vastus lateralis and (c) fibularis longus.	58
Figure 6. Kinematics of ankle sagittal (A), frontal (B), transverse (C) plan and kinetics of ankle sagittal (D), frontal (E) and transverse (F) joint moment during landing phase.	59
Figure 7. Kinematics of knee sagittal (A) plan and kinetics of knee sagittal (B), frontal (C) and transverses (D) joint moment during landing phase.	60

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Abréviations	Définitions en français et/ou en anglais
CAI	Instabilité chronique de la cheville / Chronic ankle instability
CP	Centre des pressions plantaires / Center of pressure
DROP	Réception de saut unilatéral sur surface stable / Unilateral drop landing on even surface
ELC / LAS	Entorse latérale de la cheville / Lateral ankle sprain
EMG	Électromyographie / Electromyography
FAI	Instabilité fonctionnelle de la cheville / Functional ankle instability
FAAM-ADL	Foot and ankle ability measures – Activity of daily living
FAAM-S	Foot and ankle ability measures - Sports
FOAM	Réception de saut unilatéral sur une surface instable / Unilateral drop landing on an unstable surface
GRF	Force de réaction du sol / Ground reaction forces
G\$ US	Milliard de dollars américains / Billion US dollars
IAC	International ankle consortium
IPAQ	Questionnaire international de l'activité physique / International physical activity questionnaire
IMC	Indice de masse corporel / Body mass index
MAI	Instabilité mécanique de la cheville / Mechanical ankle instability
SD	Écart-type / Standard deviation

SnPM(f)	Non-parametric version of the statistical parametric mapping one-way ANOVA
SnPM(t)	Non-parametric version of the statistical parametric mapping dependent t-test
PI	Perception d'instabilité / Perceived instability
RMS	Erreur quadratique moyenne / Root mean square
RS	Entorses latérales de la cheville récurrentes / Recurrent sprain
SENIAM	Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles
TTS	Temps de stabilisation / Time to stabilization
WEDGE	Réception de saut unilatéral sur une surface inclinée / Unilateral drop landing on an inclined surface

REMERCIEMENTS

Tout d’abord, je voudrais remercier mon directeur de recherche, Vincent Cantin pour son support et son dévouement tout au long de mon parcours à la maîtrise. Merci de m’avoir partagée ton expertise et de m’avoir guidé tout au long de mon parcours aux cycles supérieurs. Je souhaite aussi remercier mon codirecteur de recherche, Martin Descarreaux pour m’avoir transmis sa passion de la recherche et pour m’avoir impliqué à mes débuts dans la vie du laboratoire du GRAN. Merci à vous deux d’avoir cru en moi et de m’avoir permis d’apprendre à vos côtés.

J’aimerais aussi remercier mon collègue Gabriel Moisan, d’avoir été mon mentor et de m’avoir fait confiance dans la réalisation de nos projets de recherche. Merci de m’avoir partagée ta passion et ton expertise tout au long de mon parcours au cycle supérieur. Ton support a été un apport inconditionnel à ma réussite.

Je souhaite aussi remercier mes collègues et amis du GRAN, tout spécialement Catherine et Mariève. Merci d’avoir fait de mon passage à la maîtrise, les plus belles années de mon parcours universitaire. Je souhaite aussi remercier tous mes collègues et amis du GRAN qui m’ont supporté de près ou de loin dans la réalisation de ce projet de recherche.

J’aimerais remercier tous les membres de ma famille, et plus spécialement mes parents, Renée et Sylvain. Maman, Papa, merci d’avoir été présent, de m’avoir supportée et encouragée à travers les hauts et les bas que sont les études de cycles supérieurs. Merci de m’avoir permis de compter sur vous à tout moment dans mon long et sinueux parcours

scolaire. Votre soutien m'a permis de devenir la personne que je suis aujourd'hui et d'atteindre mes objectifs, tant sur le plan personnel que professionnel. Merci d'avoir cru en moi et de m'avoir aidée à gérer mes inquiétudes tout au long de ma maîtrise. Un merci particulier à mon frère, Samuel et sa copine Laurie-Anne, pour votre support et votre écoute. Merci Samuel, d'être la personne sur qui je peux toujours compter, peu importe le jour et l'heure. Vos encouragements et votre support inconditionnel ont été un élément très important de cette réalisation. Finalement, j'aimerais remercier mes grands-parents, Suzanne, Marcel, Ginette et Robert, qui sont toujours là pour moi. Merci de m'avoir encouragée et d'avoir géré mes inquiétudes tout au long de mon parcours aux cycles supérieurs.

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

De nos jours, la pratique d'activité physique fait partie intégrante du quotidien d'un nombre important d'individus. En effet, selon l'Institut de la statistique du Québec environ 52% des québécois âgés de 15 ans et plus atteignent le niveau recommandé d'activités physiques, soit ; 150 minutes d'activités physiques modérées ou 75 minutes d'activités physiques intenses (Camirand, Traoré, & Baulne, 2016). La pratique d'activités physiques a de nombreux bienfaits, cependant, elle comporte aussi des risques de blessure. Parmi les blessures les plus communes, se retrouve l'entorse latérale de la cheville (ELC) (Waterman, Owens, Davey, Zacchilli, & Belmont, 2010). En effet, l'ELC est une blessure fréquente chez la population générale et sportive. Une prise en charge adéquate permet d'augmenter les chances de guérison complète et diminue les risques de complications et de séquelles à long terme. Cependant, bien que cette blessure soit fréquente, l'ELC est sous-diagnostiquée et la gravité de celle-ci est souvent sous-estimée (Gribble et al., 2016). L'absence de soins appropriés et de réadaptation à la suite de cette blessure peut entraîner l'apparition de séquelles sous forme de récurrences d'ELC et ainsi contribuer au développement de l'instabilité chronique de la cheville (CAI) (Herzog, Herzog, Kerr, Marshall, & Wikstrom, 2019).

La CAI est la conséquence la plus fréquente de l'ELC. Elle survient chez près de 40% des individus ayant subi une ELC et entraîne de la douleur ainsi qu'une sensation

d'instabilité de la cheville (Miklovic, Donovan, Protzuk, Kang, & Feger, 2018). De plus, de nombreux changements biomécaniques peuvent être présents lors de l'exécution de différentes tâches dynamiques (Hertel, 2002). La littérature scientifique actuelle montre que les individus atteints de CAI présentent des changements électromyographiques, cinématiques et cinétiques au membre inférieur lors d'une réception de saut unilatéral sur surface stable (Simpson, Stewart, Macias, Chander, & Knight, 2018). En revanche, le risque de subir une récurrence d'ELC chez les individus atteints de CAI est significativement plus élevé lors d'une réception de saut sur un terrain accidenté, tel qu'une surface instable ou inclinée (Self, Harris, & Greenwald, 2000). Cependant, les connaissances scientifiques actuelles sur la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints de CAI lors d'une réception de saut unilatéral sur une surface instable ou inclinée demeurent limitées (Moisan, Mainville, Descarreaux, & Cantin, 2020; Simpson et al., 2018).

L'objectif de mon mémoire est d'identifier les changements électromyographiques, cinématiques et cinétiques qui peuvent être présent au membre inférieur chez les individus atteints d'une CAI lors d'une réception de saut unilatéral sur différentes surfaces d'atterrissage, soit ; une surface stable, une surface instable et une surface inclinée. La première section de la revue de la littérature permettra de comprendre le mécanisme de blessure de l'ELC, les facteurs de risques ainsi que les conséquences à long terme. De plus, dans cette section, il sera question du modèle explicatif de développement de la CAI ainsi que des changements biomécaniques qui y sont associés lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur une surface stable. La troisième section de ce mémoire présente la problématique abordant la compréhension partielle de l'effet

de différents types de surface d'atterrissage (stable, instable et inclinée) et son impact sur la biomécanique du membre inférieur chez les individus atteints de la CAI. La quatrième et la cinquième section de ce mémoire présentent la méthodologie et les résultats de ce projet de recherche sous forme d'article scientifique. Enfin, la dernière section est consacrée à la discussion et à l'interprétation des résultats.

CHAPITRE 2

MISE EN CONTEXTE

2.1. Entorse de la cheville

Les blessures musculosquelettiques au membre inférieur, principalement au genou et à la cheville, sont fréquentes au sein de la population générale et sportive. Ces blessures peuvent toucher les tissus mous tels que les tendons, les muscles et les ligaments (Hootman, Dick, & Agel, 2007). Parmi les blessures les plus communes, l'ELC est la blessure la plus courante au membre inférieur autant chez la population générale que sportive aux États-Unis (Roos et al., 2016; Waterman et al., 2010). En effet, environ deux millions d'ELC surviennent chaque année aux États-Unis (Waterman et al., 2010). L'incidence de l'ELC chez la population sportive américaine est évaluée à 7/1000 expositions (Doherty, Delahunt, et al., 2014). L'ELC survient fréquemment dans les sports au cours desquels les réceptions de saut unilatéral sont nombreuses, telles que le volleyball et le basketball (Fong, Hong, Chan, Yung, & Chan, 2007; Roos et al., 2016). Ce type de mouvement augmente significativement le risque de subir une ELC due au mouvement rapide et brusque, ainsi qu'à la charge rapide et soudaine que subit le complexe articulaire de la cheville (Doherty et al., 2016).

À la suite d'une ELC, un nombre important d'individus conserveront des séquelles qui peuvent les prédisposer au développement de la CAI. La persistance des symptômes liés à l'ELC, les récurrences de blessure ainsi que la présence de déficits sensorimoteurs et

biomécaniques peuvent entraîner le développement de la CAI (Gribble et al., 2016; Miklovic et al., 2018; Munn, Sullivan, & Schneiders, 2010).

2.2. Anatomie et pathomécanique de l'entorse de la cheville

La cheville est une articulation complexe du membre inférieur. Elle est composée de nombreux os, ligaments et muscles qui travaillent en synergie afin d'assurer sa stabilité (van den Bekerom, Kerkhoffs, McCollum, Calder, & van Dijk, 2013). Le complexe articulaire de la cheville est composé de quatre os principaux, soit la fibula et le tibia formant la mortaise ainsi que le talus et le calcanéus qui forment l'arrière-pied (Riegger & Riegger, 1988). Ces os sont reliés entre eux par de nombreux ligaments assurant ainsi une stabilité optimale à l'articulation de la cheville. Le ligament calcanéofibulaire ainsi que les ligaments talofibulaire antérieur et postérieur assurent la stabilité latérale tandis que le ligament deltoïdien assure la stabilité médiale de l'articulation de la cheville (Burks & Morgan, 1994; Harper, 1987). Tel qu'illustré à la figure 1, le ligament calcanéofibulaire relie la fibula au calcanéus, tandis que le ligament talofibulaire antérieur et postérieur unissent la fibula et le talus en antérieur et en postérieur.

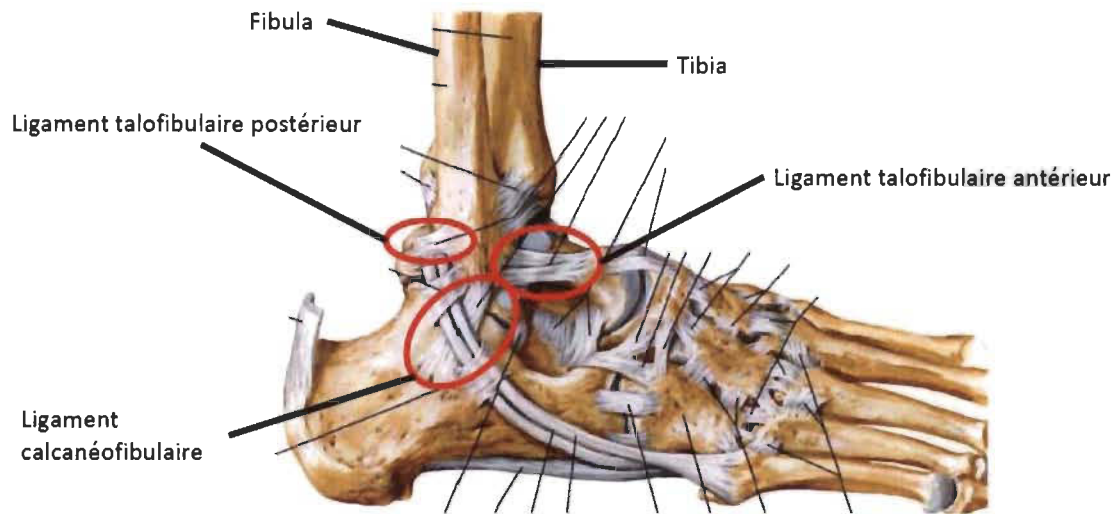


Figure 1. Localisation anatomique des ligaments latéraux de la cheville (Netter, 2011)

L'ELC est une blessure ligamentaire causée par une tension excessive au niveau du ou des ligaments latéraux de la cheville (Attarian, McCrackin, Devit, McElhaney, & Garrett, 1985). Elle survient à la suite d'une inversion excessive combinée à une rotation interne de l'arrière-pied ainsi qu'une rotation externe de la jambe à la suite d'un contact de l'arrière-pied avec le sol lors de la marche ou de la réception d'un saut. Une flexion plantaire peut aussi être présente (Hertel, 2002). La vélocité de ce mouvement et la tension imposée aux ligaments dicteront le nombre de ligaments atteints ainsi que la gravité des lésions (Chorley & Hergenroeder, 1997; Ferran & Maffulli, 2006). Tout comme l'ensemble des blessures ligamentaires, il est possible de classifier l'ELC selon la gravité de la blessure. L'ELC compte trois grades distincts (van den Bekerom et al., 2013). L'entorse de grade 1 entraîne une atteinte du ligament talofibulaire antérieur seulement et se caractérise par un étirement du ligament touché (Jun, Kentaro, Wataru, Masato, & Takashi, 2012). Elle entraîne une enflure légère, de la douleur à la palpation ainsi qu'une légère limitation fonctionnelle. L'entorse de grade 2 atteint le ligament talofibulaire

antérieur et le ligament calcanéofibulaire (Lynch, 2002). Une ELC de ce grade peut entraîner une déchirure partielle des ligaments touchés. Elle se caractérise par de la douleur, une enflure modérée, une diminution de l'amplitude de mouvement ainsi que la présence d'une instabilité légère à modérée de l'articulation de la cheville. Finalement, l'entorse de grade 3 touche l'ensemble des ligaments latéraux et entraîne de la douleur, une enflure importante, une instabilité sévère de la cheville, une ecchymose ainsi qu'une importante perte de fonction (Dias, 1979; Lynch, 2002). Ce dernier stade peut se caractériser par la déchirure complète du ou des ligaments touchés. La sévérité de l'ELC dictera le temps de repos ainsi que les traitements nécessaires (van den Bekerom et al., 2013). De plus, chez 80% des individus ayant subi une ELC, des lésions de la capsule articulaire et du cartilage de l'articulation subtalaire peuvent aussi se produire (Meyer, Garcia, Hoffmeyer, & Fritschy, 1988). Finalement, la stabilisation de l'articulation de la cheville est assurée par la présence de nombreux muscles tels que les éverseurs et inverseurs (Demers, Hicks, & Delp, 2017). Ces muscles travaillent en synergie afin d'assurer la stabilisation de la cheville lors de la marche et lors de mouvement dynamique (Salathe & Arangio, 2002). Des changements au recrutement neuromusculaire lors de l'exécution de différentes tâches peuvent augmenter significativement les risques d'ELC (Feger, Donovan, Hart, & Hertel, 2015; Konradsen, Voigt, & Hojsgaard, 1997; Santello, 2005).

2.3. Facteurs de risque

Plusieurs facteurs de risque prédisposent un individu à une ELC. On distingue principalement deux types de facteurs de risque, soit les modifiables et les non modifiables. Parmi les facteurs modifiables, on compte une diminution de la force musculaire de la jambe, une diminution de la stabilité posturale et un indice de masse corporelle élevé (IMC). Dans un premier temps, une diminution de la force musculaire des muscles de la chaîne postérieure de la jambe et des muscles stabilisateurs de la cheville est un facteur de risque important d'ELC (De Ridder, Witvrouw, Dolphens, Roosen, & Van Ginckel, 2016). Selon une étude de Fousekis et ses collègues (2012), la présence d'un déséquilibre significatif de la force musculaire entre les différents muscles responsables de la dorsiflexion et de la flexion plantaire de la cheville augmente considérablement le risque d'ELC sans contact chez des joueurs de soccer. De plus, la présence d'une diminution de force des muscles stabilisateurs de la cheville entraîne une réponse neuromusculaire moins rapide lors d'une inversion du pied augmentant ainsi le risque de récurrence d'ELC (Delahunt, 2007). Dans un deuxième temps, la présence d'une stabilité posturale diminuée peut prédisposer à un risque plus élevé d'ELC. Un test couramment utilisé afin de tester le contrôle postural d'un individu est le test d'équilibre unipodal statique. En effet, une diminution de la performance à ce test augmente significativement les risques de blessure à la cheville (Takebayashi, Yamashita, Minaki, & Ishii, 2006). Le dernier facteur modifiable est la présence d'un IMC élevé. Une étude de Tyler et *al.* (2006), avait pour objectif de déterminer si une association était présente entre l'IMC, l'historique d'ELC et le risque de subir une récurrence d'ELC chez des joueurs de football

d'âge secondaire aux États-Unis. Cette étude a permis de déterminer que l'incidence d'ELC est de 0,52 pour 1000 expositions chez les individus avec un IMC sain comparativement à 1,05 pour les individus avec un IMC à risque d'embonpoint et de 2,03 pour les individus avec un IMC les classant en surpoids important. L'incidence d'ELC est donc quatre fois plus élevée chez les individus en surpoids comparativement aux individus avec un IMC normal.

Les facteurs de risque non modifiables incluent l'âge, un historique d'ELC, une hypermobilité articulaire, la présence d'un pied *cavus* ainsi que le type d'activités sportives pratiquées. Premièrement, l'âge des individus est un facteur de risque d'ELC. En effet, selon une méta-analyse de Doherty et *al.*(2014), l'incidence de l'ELC chez les adultes est d'environ 0,72 pour 1000 expositions, de 1,94 chez les adolescents et de 2,85 chez les enfants. Les adolescents et les enfants ont donc un risque plus important d'ELC que les adultes. Chez les enfants, le développement de la synergie des muscles stabilisateurs de la cheville et du pied n'est pas complété, ce qui peut les exposer à un risque plus important d'ELC (De Ste Croix & Korff, 2012). L'historique d'ELC constitue le second et le plus important facteur de risque de récurrence de blessure à la cheville. En effet, un individu ayant subi une ELC a trois fois plus de chance de subir une récurrence d'ELC qu'un individu n'ayant pas subi de blessure à la cheville (Noronha, França, Hauptenthal, & Nunes, 2013). Une étude de David *et al.* (2009) qui avait comme objectif d'identifier et de décrire les patrons de récurrence des blessures musculosquelettiques chez des étudiants sportifs de niveau secondaire aux États-Unis a montré que l'ELC représente plus de 25% des récurrences de blessure, ce qui en fait la blessure

musculosquelettique au membre inférieur avec le plus haut taux de récurrence chez ces étudiants. Troisièmement, la morphologie du pied peut aussi entraîner un déplacement du centre de pression plantaire (CP). Le CP se définit comme étant le centroïde représentant l'ensemble des forces externes qui agissent sur la surface plantaire du pied. Le CP se déplace donc en fonction des forces externes qui s'exercent sur la surface plantaire (Chesnin, Selby-Silverstein, & Besser, 2000). La présence d'un pied *cavus* entraîne un déplacement du CP vers la partie latérale du pied imposant une tension constante aux ligaments latéraux de la cheville et augmentant ainsi le risque d'ELC (Buldt, Allan, Landorf, & Menz, 2018; Deben & Pomeroy, 2014). De plus, la présence d'une hypermobilité articulaire jumelée à la présence d'un pied *cavus* est un facteur de risque supplémentaire qui peut prédisposer l'individu à une ELC (Manoli & Graham, 2005; Tricia, 2008). Finalement, le dernier facteur de risque modifiable concerne la pratique d'un sport où la course, les sauts et les changements de direction sont nombreux. La pratique de sport en équipe peut aussi augmenter significativement les risques d'ELC (Roos et al., 2016). En effet, les athlètes pratiquant le basketball, le volleyball ainsi que la crosse ont des risques significativement plus élevés de subir une ELC. Des stratégies de prévention devraient être mises en place auprès des athlètes afin d'atténuer ces risques (Attenborough et al., 2014).

2.4. Coûts et impacts sociaux

L'ELC a un impact financier important en raison de sa fréquence élevée et de son risque de récurrence accrue à la suite d'une première entorse. Selon l'International Ankle Consortium (IAC), l'ELC engendre des dépenses en prise en charge et en traitement évaluées à plus de 6,2 *G\$ US* par année aux États-Unis (Gribble et al., 2016). Cette somme est probablement sous-estimée, car l'ELC est une pathologie sous-diagnostiquée. En effet, environ 50% des individus ne consulteront pas de professionnel de la santé à la suite d'une ELC (McKay, Goldie, Payne, & Oakes, 2001). On peut donc émettre l'hypothèse que l'absence d'un diagnostic précis et d'une prise en charge adéquate peut mener à la chronicisation des symptômes de l'ELC ainsi qu'au développement de la CAI. En revanche, la CAI étant sous-diagnostiquée, les connaissances scientifiques actuelles ne permettent pas d'estimer de façon précise le coût lié à la prise en charge et à son traitement.

Un autre type de coûts engendrés par l'ELC sont les coûts indirects liés à la baisse de la production due aux journées d'absence des travailleurs qui ont subi une ELC. Les coûts indirects représenteraient entre 70 et 90% des coûts totaux liés à la prise en charge de l'ELC (Gribble et al., 2016). En plus d'avoir des coûts directs et indirects importants, l'ELC diminue la pratique sportive et affecte la sensation de bien-être et la qualité de vie des individus (Houston, Van Lunen, & Hoch, 2014). Les séquelles de l'ELC peuvent empêcher les individus de pratiquer leurs activités sportives au même niveau et à la même intensité qu'avant l'entorse initiale dans 72% des cas (Konradsen, 2002).

Une prise en charge adéquate de la première ELC pourrait donc diminuer le risque de développement de la CAI ainsi que le fardeau financier lié à cette condition.

2.5. Conséquences à long terme

L'ELC entraîne plusieurs conséquences à long terme telles que la CAI ainsi que l'arthrose post-traumatique de la cheville. La CAI se présente chez plus de 40% des individus ayant subi une ELC et se manifeste par la présence de récurrences d'entorses, d'épisodes d'inversion forcée non volontaire et de déficits fonctionnels présents plus d'un an après l'entorse initiale (Miklovic et al., 2018). La présence de cette instabilité peut prédisposer à un risque significatif d'arthrose de la cheville. En effet, plus de 79% des individus avec une CAI risquent de développer une arthrose post-traumatique de la cheville à l'âge adulte (Anderson et al., 2011).

L'origine du développement de l'arthrose post-traumatique à la suite de la CAI demeure peu connue. Cependant, les connaissances scientifiques actuelles suggèrent que la présence d'une laxité ligamentaire résiduelle a pour effet d'entraîner un patron de rotation et de translation anormale du talus augmentant ainsi les forces de cisaillement dirigées vers le cartilage du dôme talaire. Les individus atteints de CAI ont donc un plus grand risque d'arthrose post-traumatique de la cheville due au mouvement anormal du talus et à l'augmentation des forces de cisaillement au niveau de celui-ci (Egloff, Hügler, & Valderrabano, 2012). Finalement, ces individus présentent aussi de nombreux déficits

sensorimoteurs qui peuvent les prédisposer, à long terme, à un risque accru d'arthrose post-traumatique de la cheville (Munn et al., 2010).

2.6. Définition de la CAI

La CAI peut être causée par de nombreux déficits persistants à la suite d'une lésion unique ou répétée des ligaments latéraux de la cheville. Elle est présente chez plus de 40% des gens qui ont subi une ELC (Hertel, 2002; Miklovic et al., 2018). La CAI entraîne différents symptômes tels que de la douleur, une sensation d'instabilité ainsi que la présence d'épisodes d'inversion forcée non volontaire (Adal, Pourkazemi, Mackey, & Hiller, 2019). La récurrence d'ELC est considérée comme étant le principal symptôme de la CAI. En effet, plus de 18% des individus atteints de CAI subiront une récurrence d'ELC dans l'année suivant l'entorse initiale (Kemler et al., 2016). Il est possible de catégoriser le type de CAI dont est atteint l'individu en fonction des symptômes qu'il manifeste et qu'il ressent. Trois catégories distinctes sont possibles; l'instabilité mécanique (MAI), la perception d'instabilité (PI) et la récurrence d'ELC (RS). Un individu atteint de CAI peut se retrouver dans plusieurs catégories simultanément (Hiller, Kilbreath, & Refshauge, 2011). Le tableau 1 présente les principaux symptômes pouvant être ressentis par les individus avec une CAI en fonction des différentes catégories (MAI, PI, RS).

Mécanique (MAI)	<ul style="list-style-type: none"> • Hypermobilité ou présence de restrictions articulaires de l'articulation talo-crurale (Cordova, Sefton, & Hubbard, 2010) • Test de tiroir antérieur ou d'inversion forcée du talus positif (Croy, Koppenhaver, Saliba, & Hertel, 2013; Tricia, 2008). • Diminution de l'amplitude de mouvement en dorsiflexion (Craig R. Denegar, Jay Hertel, & Jose Fonseca, 2002)
	<ul style="list-style-type: none"> • Sensation d'instabilité ou de faiblesse perçue par l'individu (Hiller, Kilbreath, et al., 2011)
	<ul style="list-style-type: none"> • Présence d'épisodes d'inversion forcée non volontaire (Freeman, Dean, & Hanham, 1965)
Récidive d'entorses (RS)	<ul style="list-style-type: none"> • Altération du contrôle sensorimoteur, de la proprioception et de l'équilibre (Brown, Bowser, & Orellana, 2010; Sefton et al., 2009) • Diminution de la force musculaire de la jambe (Arnold, Linens, de la Motte, & Ross, 2009) • Déficits biomécaniques lors de la marche, de la course et lors de réception de saut (Moisan, Descarreaux, & Cantin, 2017; Moisan et al., 2020; Simpson et al., 2018)
	<ul style="list-style-type: none"> • Individus ayant subi plus de 3 entorses à la même cheville, sans nécessairement qu'une sensation d'instabilité ou de faiblesse à la cheville soit présente (Hiller, Kilbreath, et al., 2011)

Tableau 1. Synthèse des principaux symptômes en fonction du type de CAI

Dans un premier temps, l'individu ayant une CAI de type MAI se distingue par la présence d'une hypermobilité et/ou des restrictions articulaires au niveau de l'articulation talo-crurale (Cordova et al., 2010; Hubbard, Kramer, Denegar, & Hertel, 2007). L'hypermobilité peut être causée par la présence d'une hyperlaxité des ligaments latéraux de la cheville, tandis que la présence de restrictions articulaires empêche le talus de glisser correctement en postérieur lors d'une dorsiflexion de la cheville (Craig R. Denegar et al., 2002; Tricia, 2008). Différents tests orthopédiques tels que le test de tiroir antérieur et postérieur ainsi que le test d'inversion forcée du talus peuvent être effectués afin de déterminer si une hypermobilité ou si des restrictions articulaires sont présentes au niveau de la cheville (Croy et al., 2013).

L'individu aux prises avec une CAI de type PI peut ressentir une sensation d'instabilité ou de faiblesse de l'articulation de la cheville (Hiller, Kilbreath, et al., 2011). De plus, différents déficits tels qu'une diminution de la force des muscles fibulaires, des altérations du contrôle sensorimoteur, de la proprioception et du contrôle postural peuvent être présents chez les individus atteints de CAI de type PI (Brown et al., 2010; Sefton et al., 2009). Ces déficits jumelés à la présence d'une sensation d'instabilité de la cheville peuvent amener un risque important d'épisodes d'inversion forcée non volontaire (Arnold et al., 2009). Cette inversion du pied peut se produire lors de la marche ou lors d'une activité à faible impact, telle que la descente d'escaliers. La CAI de type PI entraîne des déficits biomécaniques lors de tâches fonctionnelles telles que la marche, la course et les réceptions de saut (Moisan et al., 2017; Simpson et al., 2018).

Le dernier type d'instabilité est caractérisé par la présence de récurrences d'entorses de la cheville (Hiller, Kilbreath, et al., 2011). Les individus atteints d'instabilité de type RS ont subi plus de trois entorses à la même cheville, sans nécessairement qu'une MAI ou une PI soit présente (Hiller, Kilbreath, et al., 2011).

En fonction du type d'instabilité dont l'individu est atteint et de la gravité de l'atteinte, différents déficits sensorimoteurs, proprioceptifs et biomécaniques peuvent être présents. Ces déficits rendent ainsi la réalisation d'une tâche dynamique telle qu'une réception de saut plus difficile et risquée pour les individus atteints de CAI.

2.7. Développement de la CAI

La CAI est une condition complexe qui se développe à la suite de la première ELC ou d'une récurrence (Gribble et al., 2016). Le développement de la CAI peut être expliqué à l'aide d'un modèle récent réalisé par Hertel et ses collaborateurs (2019) présenté à la figure 2. Ce modèle montre que la première ELC subie par un individu pourrait engendrer des dommages aux mécanorécepteurs situés dans les ligaments latéraux de la cheville, ce qui peut entraîner différents déficits articulaires, proprioceptifs ainsi que musculaires. La présence ou l'absence de ces différents déficits dicteront si l'individu sera atteint ou non de CAI. Dans le cas où l'individu ne manifeste aucune séquelle à la suite de l'ELC, il ne sera pas atteint de CAI, et sera alors classé comme « Copers » (c.-à-d. individu ayant subi une ELC, mais ne manifestant aucune séquelle fonctionnelle et mécanique (Wikstrom & Brown, 2014)). En revanche, si l'individu manifeste différents déficits, il se positionnera

davantage du côté de la CAI. Ces différents déficits peuvent prédisposer l'individu au développement de la CAI (Hertel & Corbett, 2019). De plus, selon ce modèle, divers liens peuvent être établis entre les facteurs personnels ainsi qu'environnementaux et le développement de la CAI.

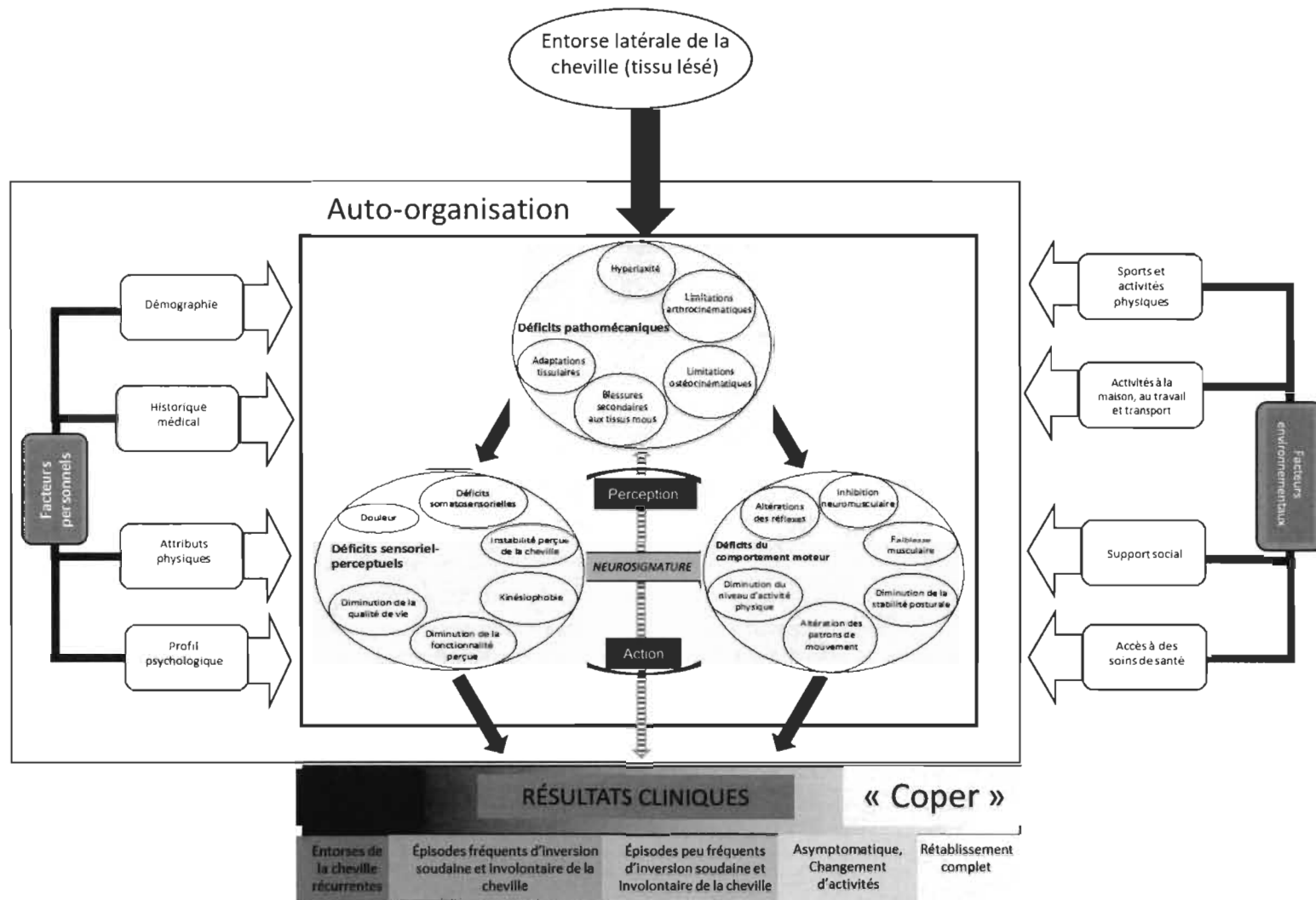


Figure 2. Hertel et Corbett (2019). Modèle explicatif de la CAI, traduit par Gabriel Moisan (2019)

Déficits pathomécaniques

Différents déficits pathomécaniques, tels que la présence d'une hyperlaxité ligamentaire, des blessures secondaires aux tissus mous, ainsi que la présence de restrictions articulaires au pied et à la cheville peuvent être présents chez les individus à la suite d'une ou plusieurs blessures à la cheville. Ces différents déficits peuvent augmenter significativement le risque d'être atteint de CAI de type mécanique (MAI). De plus, une blessure à la cheville d'un grade plus élevé lors de l'entorse initiale, la présence de restrictions articulaires ainsi qu'une hyperlaxité ligamentaire augmentent le risque de récurrence de blessure à la cheville et contribuent au développement de la CAI (Cordova et al., 2010; Lynch, 2002). La restriction de mouvement à la cheville est due à la présence d'un glissement antérieur du talus au niveau de l'articulation talo-crurale (Tabrizi, McIntyre, Quesnel, & Howard, 2000). Les restrictions articulaires empêchent le talus de se positionner davantage en postérieur au niveau de la mortaise. Bien que l'ELC puisse survenir lorsque la cheville est en dorsiflexion ou en flexion plantaire, un glissement antérieur du talus a pour impact d'augmenter légèrement la flexion plantaire. Cette position diminue la stabilité articulaire et augmente significativement le risque de blessure à la cheville ainsi que le développement de la CAI (Denegar & Miller, 2002; Drewes, McKeon, Casey Kerrigan, & Hertel, 2009; Tabrizi et al., 2000). Finalement, différents dommages au niveau de la capsule articulaire et des surfaces articulaires peuvent aussi survenir lors d'une ELC (Takao, Uchio, Naito, Fukazawa, & Ochi, 2005). Ces dommages peuvent mener à des atteintes tissulaires pouvant entraîner le développement de l'arthrose post-traumatique de la cheville (Harrington, 1979).

Déficits sensoriel-perceptuels

Différents déficits sensoriel-perceptuels tels que la présence d'une instabilité perçue de la cheville, la présence d'altérations proprioceptives et somatosensorielles ainsi que la douleur augmentent le risque d'être atteint de CAI (Adal et al., 2019; Hiller, Nightingale, et al., 2011; Munn et al., 2010; Sousa, Leite, Costa, & Santos, 2017). En raison des dommages aux ligaments latéraux de la cheville subis lors de l'entorse initiale, une altération de la proprioception du pied et de la cheville peut être présente (McKeon & McKeon, 2012). Cette altération de la proprioception entraîne une diminution de la perception de la position du pied dans l'espace lors d'une réception de saut, ce qui pourrait prédisposer un individu ayant subi une ELC au développement de la CAI (Wright, Neptune, van Den Bogert, & Nigg, 2000). Finalement, les individus ayant subi une ELC peuvent avoir la sensation que leur cheville est instable lors des activités de la vie quotidienne et lors de la pratique d'activités sportives (Hiller, Kilbreath, et al., 2011). Cette instabilité perçue au niveau de la cheville est un déficit important et fréquent chez les individus atteints de CAI (Tropp, 2002). Certains individus ayant une sensation d'instabilité à la cheville diminuent leur pratique d'activités sportives ou choisissent des sports qui imposent moins de contraintes à leur cheville dans le but de diminuer les risques de récurrence d'ELC et de développement de la CAI (Hubbard-Turner & Turner, 2015; Konradsen, Bech, Ehrenbjerg, & Nickelsen, 2002).

Déficits sensorimoteurs

Différents déficits du comportement moteur peuvent être présents à la suite d'une ELC. Notamment, une altération des réflexes, des déficits du recrutement neuromusculaire, une altération de la stabilité posturale ainsi qu'une faiblesse des muscles stabilisateurs de la cheville. Le développement de la CAI peut être lié aux dommages causés lors de l'ELC aux différents récepteurs sensoriels présents à la cheville (Hertel, 2008). En effet, le mécanisme d'inversion et de flexion plantaire prononcé se produisant lors de l'ELC entraîne une désafférentation articulaire partielle due à l'étirement excessif des différents ligaments latéraux de la cheville. Ce mécanisme de blessure a pour impact de nuire au fonctionnement optimal des mécanorécepteurs présents dans ces ligaments (Hertel, 2008). Ces dommages ont un impact important sur les réflexes de protection du pied et de la cheville. En plus de nuire aux mécanorécepteurs, les organes tendineux de Golgi, situés dans les fuseaux neuromusculaires, sont aussi affectés à la suite d'une ELC (Hertel, 2002). Ces deux types de récepteurs transmettent de l'information sur l'étirement et la position de l'articulation à la moelle épinière et au cerveau, via le système nerveux périphérique (Michelson & Hutchins, 1995). Une altération du fonctionnement de ces récepteurs provoque une latence du réflexe de protection du long fibulaire lors d'une inversion forcée non volontaire, ce qui augmente le risque pour un individu de subir une ELC (Sierra-Guzmán, Jiménez, & Abián-Vicén, 2018). De plus, une diminution de l'amplitude de ce réflexe de protection entraîne des déficits aux boucles de planification et de rétroaction du contrôle moteur, occasionnant des déficits proprioceptifs significatifs, rendant l'exécution de tâches dynamiques plus difficile et davantage risquée (Hopkins,

Brown, Christensen, & Palmieri-Smith, 2009). De plus, l'ELC peut entraîner des déficits lors de l'exécution d'une tâche de stabilité posturale. Ces déficits peuvent persister dans le temps et augmenter ainsi le risque de blessure à la cheville (Mitchell, Dyson, Hale, & Abraham, 2008; Wikstrom et al., 2010). Une étude de Doherty et al. (2014), dont l'objectif était de mesurer l'effet d'une première ELC sur la trajectoire du CP lors d'une tâche de stabilisation posturale unipodale, a déterminé que le déplacement du CP est plus important chez les individus ayant subi une ELC comparativement aux individus sains. De plus, les connaissances scientifiques actuelles montrent que des déficits sont présents au niveau du déplacement du CP et du temps de stabilisation (TTS) chez les individus avec une CAI. En effet, le déplacement du CP et le TTS sont augmentés chez les individus avec une CAI comparativement aux individus sains lors de l'exécution de différentes tâches de stabilisation posturale (Knapp, Lee, Chinn, Saliba, & Hertel, 2011; Pope et al., 2011). Ces déficits de la stabilité posturale peuvent aussi participer au développement de la CAI (McKeon & Hertel, 2008; Wikstrom et al., 2010). Finalement, une altération du recrutement des muscles éverseurs de la cheville ainsi qu'une augmentation du temps de réaction du réflexe de protection des muscles fibulaires peuvent être présentes à la suite d'une ELC (Hubbard et al., 2007; Sierra-Guzmán et al., 2018). Cette augmentation du temps de réaction combinée à une diminution de la force en éversion de la cheville provient d'altérations du recrutement neuromusculaire du court et du long fibulaire (Delahunt, 2007). Ces déficits diminuent la capacité de l'individu à contrer les forces en inversion de la cheville et augmentent le risque de récurrence de blessure à la cheville ainsi

que de développement de la CAI (Willems, Witvrouw, Verstuyft, Vaes, & De Clercq, 2002).

2.8. Impacts biomécaniques de la CAI

Quelques études ont abordé l'impact de la CAI sur la biomécanique du membre inférieur lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur surface stable. Le tableau 2 résume les principaux changements connus sur la cinématique, la cinétique et l'électromyographie (EMG) du membre inférieur chez les individus atteints d'une CAI comparativement à des individus sains lors de l'exécution d'une réception de saut unilatéral sur surface stable (Simpson et al., 2018).

EMG	<p>↓ de l'activité musculaire du long fibulaire pendant la phase préparatoire à la réception du saut (Caulfield, Crammond, O'Sullivan, Reynolds, & Ward, 2004; Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006b)</p> <p>↑ de l'activité musculaire du tibial antérieur lors de la phase pré-impact (Caulfield et al., 2004)</p> <p>⊗ différences d'activation musculaire du tibial antérieur, du court fibulaire et du soléaire lors de la phase pré-impact (Delahunt et al., 2006b)</p>
Cinétique	<p>↑ du TTS à la suite de la réception de saut (Ross, Guskiewicz, & Yu, 2005)</p> <p>↓ du temps avant l'atteinte de la force de réaction maximale verticale, latérale et antérieure (Delahunt et al., 2006b)</p>
Cinématique	<p>↓ de la rotation externe de la hanche de -200 à -55 <i>ms</i> (Delahunt et al., 2006b)</p> <p>↑ significative de la flexion du genou de -20 <i>ms</i> à 40 <i>ms</i> (Caulfield & Garrett, 2002)</p> <p>↑ de l'inversion de la cheville de -200 à -95 <i>ms</i> (Delahunt et al., 2006b)</p> <p>↓ de la dorsiflexion de 90 à 200 <i>ms</i> (Delahunt et al., 2006b)</p> <p>↓ de la vitesse angulaire de la cheville de 50 à 125 <i>ms</i> (Delahunt et al., 2006b)</p>

Tableau 2. Synthèse des principaux changements biomécaniques du membre inférieur chez les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains lors d'une réception de saut unilatéral sur surface stable (↑ : augmentation, ↓ : diminution)

Cinématique

Un nombre limité d'études a abordé l'analyse de la cinématique de la hanche, du genou et/ou de la cheville d'individus avec une CAI lors d'une réception de saut unilatéral sur surface stable (Delahunt et al., 2006b; Doherty et al., 2016; Moisan et al., 2020). Les études séparent la réception de saut unilatéral en deux phases distinctes soit : la phase pré-impact et la phase post-impact. Tel qu'illustré à la figure 3 et dans le tableau 2, la phase pré-impact est identifiée à l'aide d'un symbole de négation.

Pré-impact	Contact initial	Post-impact
Négatif (-)		Positif (+)

Réception de saut unilatéral

Figure 3. Phase pré et post-impact lors d'une réception de saut unilatéral

Une étude de Delahunt et ses collègues (2006b) a montré la présence d'une augmentation de l'inversion de la cheville de -200 à -95 *ms* ainsi qu'une diminution de la rotation externe de la hanche de -200 à -55 *ms* chez les individus ayant une CAI comparativement aux individus sains lors d'une réception de saut sur une surface stable. Dans cette même étude, lors de la phase post-impact, une diminution de la dorsiflexion et de la vitesse angulaire de la cheville a été observée respectivement de 90 à 200 *ms* et de 50 à 125 *ms*. Dans une étude précédente, une augmentation de la flexion du genou de -20 à 40 *ms* chez les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains a été observée lors d'une réception de saut unilatéral sur surface stable (Caulfield & Garrett, 2002). Récemment, une étude de Doherty et ses collègues (2016), n'a montré aucun changement significatif dans le plan sagittal (flexion/extension) du genou entre des

individus avec une CAI et des individus « Copers » lors d'une réception de saut unilatéral sur une surface stable. Cette étude montre qu'une augmentation de la flexion de la hanche est présente de -148 à 4 *ms* chez les individus atteints de CAI lors de la réalisation de cette tâche. L'augmentation de la flexion de la hanche lors d'une réception de saut unilatéral chez les individus atteints de CAI pourrait être une stratégie préparatoire adoptée par ces individus afin de diminuer la force de réaction verticale (GRF) lors du contact initial avec le sol et favoriser un meilleur équilibre dynamique (Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2011; Lees, 1981).

Cinétique

L'amplitude maximale de la GRF, la durée avant l'atteinte de la GRF, les amplitudes du CP et les vitesses de déplacement du CP ainsi que le TTS font partie des différentes variables cinétiques étudiées lors de la réalisation de tâches simples ou lors de tâches dynamiques plus complexes telles que les réceptions de saut. Le mouvement du CP permet de connaître la stratégie utilisée par l'individu afin de maintenir son équilibre à l'intérieur de sa base du support (Mettler, Chinn, Saliba, McKeon, & Hertel, 2015). Le TTS, quant à lui, se définit comme étant le temps nécessaire à l'individu pour que les forces de réaction mesurées lors d'une tâche dynamique reviennent aux valeurs obtenues lors d'une tâche d'équilibre unipodale (Fransz, Huurnink, Kingma, Verhagen, & van Dieën, 2013; Ross, Guskiewicz, & Kaminski, 2003; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Finalement, la cinétique permet d'étudier les moments de force articulaires et la position du centre de masse des différents segments. On obtient les moments de force articulaire

en combinant la position des centres articulaires définis grâce à la cinématique, à la GRF obtenue lors de la réalisation d'une tâche (Buchanan, Lloyd, Manal, & Besier, 2005).

De nombreux changements cinétiques ont été observés chez les individus lors d'une tâche de stabilité posturale ainsi que pendant la réalisation d'une réception de saut unilatéral sur surface stable. Premièrement, lors d'une tâche de stabilisation unipodale le CP est davantage positionné en antérolatéral chez des individus atteints de CAI. De plus, la vitesse des déplacements médio-latéraux et antéro-postérieurs du CP sont plus importants chez les individus atteints de CAI que chez les individus sains lors de l'exécution d'une tâche de stabilité unipodale (Pope et al., 2011; Sefton et al., 2009). Finalement, il semble que le TTS soit plus long chez les individus avec une CAI comparativement aux individus sains à la suite d'une réception de saut unilatéral sur une surface stable (Ross et al., 2005). Pope et ses collègues (2011), ont émis l'hypothèse que la présence combinée d'un déplacement plus important du CP et d'une augmentation du TTS lors d'une réception de saut unilatéral pourrait être due aux nombreux déficits sensorimoteurs présents chez les individus atteints d'une CAI. Ces déficits pourraient contribuer à accroître significativement le risque de subir une récurrence d'ELC chez les individus avec une CAI.

Les connaissances scientifiques actuelles sur l'amplitude ainsi que la direction de la GRF lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur surface stable sont limitées. De plus, les résultats des études à ce sujet sont contradictoires. Tout d'abord, une étude de Caulfield et ses collègues (2004), dont l'objectif était d'analyser l'amplitude ainsi que la

direction de la GRF lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur une surface stable, à déterminer qu'aucune différence significative n'est présente pour l'amplitude et la direction de la GRF post-impact entre les individus avec une FAI et des individus sains. La GRF est une variable cinétique qui correspond à la force de réaction exercée par le sol sur le dessous du pied. La direction et l'intensité de la GRF sont identiques à la force d'action, mais dans le sens opposé (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2013). Une étude de Delahunt et *al.*(2006b) a comparé l'amplitude de la GRF dans différentes directions chez des individus avec et sans CAI lors d'une tâche de réception de saut unilatéral de 35 *cm* sur surface stable. Cette étude montre une augmentation de la GRF verticale, médiale et postérieure chez les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains. Finalement, une seule étude a abordé l'analyse des moments de force à la hanche, au genou et à la cheville lors d'une tâche de réception de saut unilatéral chez des individus avec une CAI. Cette étude montre qu'aucune différence n'est présente pour les moments de force articulaire chez les individus ayant une CAI en comparaison avec le groupe « Copers » (Doherty et al., 2016).

Électromyographie

Un nombre limité d'études ont analysé l'activité musculaire du membre inférieur lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur une surface stable (Caulfield et al., 2004; Delahunt et al., 2006b; Moisan et al., 2020). Ces études ont divisé la réception de saut en deux phases distinctes; soit une phase pré-impact et une phase post-impact. Dans le texte suivant, la phase pré-impact est identifiée à l'aide d'un symbole de négation (voir

figure 3). Les études de Caulfield et *al.* (2004) et de Delahunt et *al.* (2006b), ont rapporté une diminution de l'activation du long fibulaire lors de la phase pré-impact d'une réception de saut unilatéral sur une surface stable chez des individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains. D'autre part, l'étude de Caulfield et ses collègues (2004), montre une augmentation significative de l'activité musculaire du tibial antérieur de -150 *ms* jusqu'au contact initial avec le sol chez les individus atteints de CAI. Cependant, l'étude de Delahunt et ses collègues (2006b) observent qu'aucune différence n'est présente pour le tibial antérieur, le court fibulaire et le soléaire chez les individus atteints de CAI comparativement aux individus sains et ce, peu importe la phase de réception du saut. La diminution de l'activation musculaire du long fibulaire lors de la phase pré-impact peut amener la cheville davantage en inversion juste avant le contact du pied avec le sol augmentant ainsi le risque de récurrence d'ELC (Hertel, 2002). Cette diminution d'activation musculaire pourrait donc augmenter le risque de récurrence d'ELC pour un individu atteint de CAI.

Les études publiées à ce jour n'ont que très peu abordé l'analyse de l'activité musculaire proximale du membre inférieur, c'est-à-dire des fessiers et de la cuisse (Moisan et al., 2020; Van Deun et al., 2007). Cependant, le rôle de ces muscles dans la stabilisation du membre inférieur est important. Ces muscles ont comme rôle de stabiliser la hanche et le genou lors de la course et lors de tâche de réception de saut uni et bilatéral (Beckman & Buchanan, 1995; Brown, McLean, & Palmieri-Smith, 2014; De Ridder et al., 2016)

2.9 Réception de saut sur surface instable ou inclinée

Les réceptions de saut sont fréquentes dans certains sports tels que le volleyball, le soccer ainsi que le basketball (Hootman et al., 2007). Tel que mentionné précédemment, les connaissances actuelles montrent que les individus atteints de CAI présentent différents changements biomécaniques lors d'une réception de saut unilatéral sur surface stable. La réalisation de cette même réception de saut sur une surface inclinée ou instable augmente considérablement le stress imposé aux ligaments latéraux de la cheville, mettant ainsi à risque l'individu atteint de CAI de subir une récurrence d'ELC (Self et al., 2000). Quelques études ont analysé l'impact d'une surface de réception de saut inclinée sur l'activité musculaire, la cinématique et la cinétique d'individus atteints d'une CAI comparativement à des individus sains (Li et al., 2018a; Li et al., 2018b; Moisan et al., 2020; Simpson et al., 2019). La présence d'une surface de réception de saut inclinée a pour impact de reproduire le mouvement principal du mécanisme de blessure de l'ELC tandis que, la présence d'une surface de réception instable augmente l'instabilité du sol et contribue ainsi à augmenter les risques de récurrence d'ELC chez les individus atteints d'une CAI (Chen, Wortley, Bhaskaran, Milner, & Zhang, 2012).

Dans un premier temps, l'étude de Simpson et ses collègues (2019), a abordé l'analyse de l'activité musculaire et la cinématique du membre inférieur chez des individus avec une CAI et d'individus sains lors d'une réception de saut unilatéral anticipée ou non anticipée sur une surface inclinée latéralement à 20 degrés d'inversion. Chez les individus avec une CAI, lors de la phase pré-impact, une diminution de la latence

de l'activation musculaire du long et du court fibulaire est présente lors du saut anticipé comparativement au saut non anticipé. De plus, l'inversion de la cheville lors du contact initial est plus importante lors du saut anticipé comparativement au saut non anticipé. Lors de la phase post-impact, une augmentation de l'activité musculaire du tibia antérieur est présente lors de la réception de saut anticipée. Finalement, l'inversion maximale atteinte par la cheville est plus importante lors de la réception de saut non anticipée. Lorsque comparé aux individus sains, une latence de l'activation musculaire du long fibulaire, une diminution du temps avant l'atteinte de l'inversion maximale et une augmentation de l'inversion de la cheville sont présentes chez les individus avec une CAI, indépendamment du type de réception de saut (anticipée ou non anticipée).

Les connaissances scientifiques actuelles sur la biomécanique du membre inférieur d'individus avec une CAI comparativement à des individus sains lors d'une réception de saut unilatéral anticipé sur une surface inclinée sont limitées. Tout d'abord, Li et ses collègues (2018a; 2018b) ont abordé l'analyse de la cinématique, de la cinétique et l'EMG du membre inférieur d'individus atteints de CAI et d'individus sains lors d'une réception de saut bilatéral sur une surface inclinée. Dans ces études, la jambe atteinte de CAI atterrissait sur une surface inclinée tandis que la jambe saine atterrissait sur une surface stable. Les résultats de leur première étude (2018a) montrent des différences cinématiques et cinétiques au membre inférieur des individus atteints de CAI comparativement aux individus sains. En effet, une augmentation de la flexion du genou et de l'inversion de la cheville est observée chez les individus avec une CAI avant le contact initial avec le sol. De plus, une augmentation du moment de force en extension et

en rotation interne du genou est observée chez les individus atteints d'une CAI en comparaison aux individus sains. Une diminution du moment de force en éversion de la cheville est aussi présente chez les individus avec une CAI. Lors de la deuxième étude (2018b), l'activité musculaire a été évaluée en deux phases distinctes soit : lors de la préactivation (50 *ms* avant le contact initial) ainsi qu'à la suite du contact initial. Lors de la phase de préactivation, une augmentation de l'activation musculaire du gastrocnémien latéral ainsi qu'une diminution de l'activation du long fibulaire sont observées chez les individus atteints de CAI en comparaison aux individus sains. À la suite du contact initial, une augmentation de l'activation du tibial antérieur, du biceps fémoral et du vaste latéral est présente chez les individus atteints de CAI.

Dans un deuxième temps, Moisan et ses collègues (2020) ont abordé l'analyse de l'activité musculaire, de la cinétique et de la cinématique du membre inférieur d'individus avec une CAI comparativement à des individus sains lors d'une réception de saut sur une surface stable, instable et inclinée. L'activité musculaire a été analysée lors de deux phases distinctes, soit une phase préparatoire à l'impact et une phase post-impact. Lors de la phase préparatoire à l'impact, les résultats de cette étude ont montré une diminution de l'activation musculaire du vaste latéral chez les individus avec une CAI lors de la réception de saut sur une surface stable. De plus, une augmentation de l'activité musculaire du biceps fémoral lors de la réception de saut sur une surface instable et sur une surface inclinée a été observée chez les individus atteints de CAI. Finalement, une diminution de l'activité musculaire du moyen fessier et du long fibulaire était présente chez les individus atteints d'une CAI comparativement aux individus sains lors de la tâche

sur la surface inclinée. Lors de la phase post-impact, une augmentation de la dorsiflexion de la cheville, de l'activité musculaire du biceps fémoral et du moment de force en extension du genou est présente chez les individus avec une CAI comparativement aux individus sains lors de la réception de saut sur la surface inclinée. À notre connaissance, l'étude de Moisan et ses collègues (2020) est la première à explorer l'analyse biomécanique du membre inférieur d'individus avec une CAI lors d'une réception de saut unilatéral sur une surface instable.

Finalement, certaines études ont analysé l'effet d'une surface instable sur la biomécanique du membre inférieur chez des individus sains lors d'une réception de saut bilatéral. Une étude de Prieske et *al.* (2013), avaient pour objectif d'évaluer les différences d'activations musculaires et cinétiques lors d'une réception de saut bilatéral sur une surface stable et instable. Aucune différence n'était présente pour la force de réaction, tandis qu'une diminution de la préactivation musculaire a été observée pour le tibial antérieur et le gastrocnémien médial lors d'une réception de saut sur une surface instable comparativement à une surface stable. Deux autres études de Lesinski et collègues (2018; 2017) ont abordé l'analyse de l'activation musculaire et de la cinématique du membre inférieur lors d'une réception de saut bilatérale de différentes hauteurs (20, 40, 60 *cm*) sur deux types de surfaces instables chez des individus sains. La première étude (2017) a analysé l'activation musculaire du gastrocnémien médial, du soléaire et du tibial antérieur à deux instants différents, soit: 100 *ms* avant le contact initial et 30 à 60 *ms* après le contact initial avec le sol. Cette étude a observé qu'une augmentation de l'instabilité de la surface entraîne une diminution de la préactivation du gastrocnémien médial ainsi qu'une

diminution de l'activité musculaire du soléaire et du gastrocnémien médial de 30 à 60 *ms* après le contact avec le sol. Lors d'une augmentation de la hauteur de la plateforme de saut, une diminution de la préactivation musculaire du gastrocnémien médial était présente. De plus, une diminution de l'activité musculaire du soléaire et du tibial antérieur de 30 à 60 *ms* post-impact a été observée. La seconde étude de Lesinski (2018) s'est davantage concentrée sur l'analyse de la cinématique du genou. Cette étude rapporte qu'une augmentation de l'instabilité de la surface de réception a entraîné une diminution de la flexion et de la vélocité angulaire du genou. De plus, une augmentation plus importante de la flexion du genou a été observée lors d'une réception de saut d'une hauteur plus élevée. Les résultats de ces études montrent la présence de modifications d'activité musculaire et cinématiques du genou chez des individus sains lors de la réception d'un saut bilatérale de différentes hauteurs (20, 40, 60 *cm*) et sur différents types de surfaces instables.

CHAPITRE 3

PROBLÉMATIQUE

La CAI est une conséquence fréquente de l'ELC. En effet, plus de 40% des individus ayant subi une ELC vont développer une CAI (Miklovic et al., 2018). En plus de diminuer la pratique d'activité physique et la sensation de bien-être de l'individu, cette condition entraîne plusieurs déficits sensorimoteurs et d'importantes modifications de l'activité musculaire, de la cinématique et de la cinétique du membre inférieur lors de l'exécution de tâches dynamiques, telle qu'une réception de saut unilatéral. La réalisation de ce mouvement dynamique implique que la cheville est soumise à une charge importante et soudaine lors du contact initial avec le sol (Doherty et al., 2016; Terada & Gribble, 2015). Par conséquent, la présence de déficits biomécaniques et sensorimoteurs causés par la CAI, peut donc augmenter le risque de récurrence d'ELC de façon significative lors de la réalisation de cette tâche (Hass, Bishop, Doidge, & Wikstrom, 2010; Hertel, 2008; Sefton et al., 2009; Simpson et al., 2018).

Plusieurs chercheurs ont étudié l'EMG, la cinématique et la cinétique du membre inférieur d'individus avec une CAI lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur surface stable. Leurs études montrent que des différences biomécaniques sont présentes chez les individus atteints de CAI comparativement aux individus sains lors de l'exécution d'une tâche de réception de saut unilatéral sur une surface stable (Simpson et al., 2018). Toutefois, un nombre limité d'études a abordé l'analyse de l'activité musculaire, des moments de force articulaires ainsi que les mouvements articulaires du membre inférieur

lors d'une réception de saut unilatéral sur une surface instable et une surface inclinée chez cette même population (Moisan et al., 2020; Simpson et al., 2019). Les surfaces de réception de saut instable ou inclinée augmentent considérablement le stress imposé aux ligaments latéraux de la cheville, et par le fait même le risque de récurrence d'ELC chez les individus atteints de la CAI (Self et al., 2000). L'utilisation d'une surface inclinée reproduit de façon plus spécifique le mécanisme de blessure qui mène à une ELC (Chen et al., 2012). De plus, peu d'études à ce jour ont porté sur l'analyse simultanée de l'activité musculaire, de la cinématique et de la cinétique du membre inférieur d'individus atteints de CAI lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur différentes surfaces. Une analyse biomécanique plus complète, abordant l'analyse de ces trois variables simultanément permettra d'avoir un portrait plus précis des différents changements biomécaniques présents chez cette population lors de l'exécution de cette tâche. Sachant que la CAI entraîne des altérations proximales du recrutement musculaire, il est pertinent d'inclure l'analyse des muscles stabilisateurs de la hanche et du genou dans les protocoles de recherche analysant une réception de saut unilatéral. Finalement, peu d'études ont abordé l'analyse des moments de force articulaire du genou et de la cheville, chez les individus atteints de CAI lors de la réalisation d'une réception de saut unilatéral sur différentes surfaces.

Considérant la compréhension partielle de l'impact du type de surface d'atterrissage sur la biomécanique du membre inférieur ainsi que les stratégies d'adaptation utilisées par les individus atteints de CAI, des études sont nécessaires afin de déterminer les effets d'une surface d'atterrissage instable ou inclinée sur l'activité

musculaire, les mouvements articulaires et les moments de force du genou et de la cheville. Une meilleure connaissance de la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints de la CAI et des déficits présents lors d'une réception de saut unilatéral sur différentes surfaces permettra d'améliorer la prise en charge de cette condition.

CHAPITRE 4

OBJECTIFS & HYPOTHÈSES

Considérant que le risque d'ELC est élevé lors de l'exécution d'une tâche de réception de saut unilatéral et que le nombre d'études abordant l'analyse simultanée de l'activité musculaire, de la cinématique et de la cinétique du membre inférieur lors de cette tâche sur différentes surfaces est limité, l'objectif principal de ce projet de recherche est d'identifier les adaptations cinématiques, cinétiques et électromyographiques présentes au membre inférieur d'individus atteints de CAI lors d'une tâche de réception de saut unilatéral sur trois surfaces différentes (stable/instable/inclinée).

L'étude a pour objectif de tester les hypothèses suivantes :

1. La réception de saut unilatéral sur la surface instable et la surface inclinée comparativement à la surface stable entraînera une augmentation de la préactivation et de l'activation musculaire du long fibulaire et du tibial antérieur.
2. Lors de la réception de saut unilatéral sur la surface instable et la surface inclinée comparativement à la surface stable une augmentation de l'inversion et du moment de force en inversion de la cheville sera observée.
3. La réception de saut unilatéral sur la surface inclinée et la surface stable comparativement à la surface instable entraînera une augmentation de la dorsiflexion de la cheville.

CHAPITRE 5

ARTICLE SCIENTIFIQUE

LOWER-LIMB BIOMECHANICS DURING UNILATERAL DROP-JUMP LANDING IN INDIVIDUALS WITH CHRONIC ANKLE INSTABILITY

Camille Mainville^{a-b*}, Gabriel Moisan^{a-b}, Martin Descarreaux^{a-b}, Vincent Cantin^{a-b}

^aDépartement des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, CP. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5B7

^bGroupe de recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN), Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, CP. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5B7

*Adresse de l'auteur principal : Département des Sciences de l'Activité Physique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9B 5B7, Tel. 1+819-376-5011.

Courriel : camille.mainville@uqtr.ca

Contributions des auteurs : Sous la direction de mes directeurs de recherche, j'ai contribué à la revue de la littérature, à l'élaboration du protocole expérimental, au recrutement des participants, aux expérimentations, à l'analyse des résultats ainsi qu'à la rédaction de l'article scientifique. Gabriel Moisan a participé à l'élaboration du protocole

expérimental, aux expérimentations, à l'analyse des résultats ainsi qu'aux corrections de l'article.

RÉSUMÉ

Mise en contexte : Les individus atteints de CAI présentent différents changements biomécaniques au membre inférieur lors d'une réception du saut unilatéral sur une surface stable. Toutefois, la compréhension des adaptations biomécaniques présentes chez ces individus lors d'une réception de saut unilatéral sur une surface instable ou inclinée demeure limitée.

Objectif : Identifier les adaptations cinématiques, cinétiques et électromyographiques présentes au membre inférieur d'individus atteints de CAI lors de l'exécution d'une tâche de réception de saut unilatéral sur une surface stable, instable et inclinée.

Type d'étude : Étude descriptive

Lieu de la collecte de données : Laboratoire de biomécanique

Participants : Vingt-deux participants atteints de CAI

Interventions : Les participants devaient exécuter cinq réceptions de saut unilatéral d'une hauteur de 46 *cm* sur une surface stable (DROP), instable (FOAM) et inclinée latéralement (WEDGE).

Mesures principales : L'électromyographie (EMG) a été utilisée afin d'enregistrer l'activation musculaire de cinq muscles du membre inférieur lors de la phase de préactivation et la phase d'atterrissage. Les moments de force ainsi que les mouvements de la cheville et du genou ont été enregistrés à l'aide d'une plateforme de force ainsi que d'un système actif d'analyse de mouvement 3D. L'EMG, la cinétique et la cinématique

du membre inférieur lors de la réception de saut sur les différentes surfaces d'atterrissage ont été comparées à l'aide du *one-dimensional statistical mapping analysis for non-parametric data* (SnPM).

Résultats : Des augmentations significatives de l'activité musculaire du vaste latéral (préactivation et phase d'atterrissage), de la dorsiflexion de la cheville et du moment de force en extension du genou ont été observées lors de la tâche DROP comparativement à la tâche FOAM et WEDGE. Une augmentation significative de l'inversion de la cheville était présente lors de la tâche FOAM et WEDGE comparativement à la tâche DROP. L'activité musculaire du long fibulaire a augmenté pendant la phase de préactivation lors de la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. Lors de la tâche FOAM, des augmentations significatives de l'extension du genou, de l'inversion de la cheville, de la dorsiflexion de la cheville et du moment de force en inversion de la cheville ont été observée comparativement à la tâche WEDGE.

Conclusion: Lors de la tâche FOAM et WEDGE, une augmentation de l'inversion de la cheville jumelée à une activation musculaire insuffisante du long fibulaire prédisposent les individus atteints de CAI à un risque important de récurrences d'ELC. Les résultats de cette étude améliorent la compréhension des adaptations biomécaniques qui sont présentes chez les individus atteints de CAI lors de l'exécution d'une tâche dynamique. De plus, cette étude pourrait aider les cliniciens de mieux cibler les déficits présents chez les individus atteints de CAI afin d'optimiser la prise en charge ainsi que la réadaptation.

Mots clés: Instabilité chronique de la cheville; réception de saut; électromyographie; cinétique; cinématique

ABSTRACT

Context: Individuals with chronic ankle instability (CAI) exhibit impaired lower-limb biomechanics during unilateral drop jump landing on a flat surface. However, lower-limb biomechanical adaptations during unilateral drop jump landing on more challenging surfaces such as unstable or inclined surfaces is limited.

Objectives: Determine how the landing surfaces (flat, unstable and inclined) influences the lower-limb EMG, kinematics and kinetics in individuals with CAI.

Design: Descriptive laboratory study

Setting: Biomechanics laboratory

Patients or Other Participants: Twenty-two participants with CAI

Interventions: Participants performed five trials of unilateral drop jump landing from a 46 *cm* height platform on flat (DROP), unstable (FOAM) and laterally inclined (WEDGE) surfaces.

Main outcome measure(s): EMG data of five lower-limb muscles were recorded during the preactivation and landing phases. Knee and ankle angles and joint moments were calculated using a three-dimensional motion analysis system and force plate. The lower limb's kinematics, kinetics and EMG variables were compared between conditions using one-dimensional statistical mapping analysis for non-parametric data (SnPM).

Results: During DROP, a greater ankle dorsiflexion, knee extension moment and vastus lateralis muscle activity (preactivation and landing phases) were observed compared to

FOAM and WEDGE. A greater ankle inversion was observed during FOAM and WEDGE compared to DROP. The fibularis longus muscle activity increased during preactivation on WEDGE compared to DROP. During FOAM, greater ankle inversion, knee extension, ankle dorsiflexion, ankle inversion moment and smaller knee flexion were observed compared to WEDGE.

Conclusions: A greater ankle inversion and an absence of important fibularis longus muscle activation during landing phase of FOAM and WEDGE could increase the risk of recurrent LAS in individuals with CAI. The results of this study improve our understanding of lower-limb biomechanics adaptations and could help clinicians to better target deficits associated with CAI during rehabilitation.

Keywords: Electromyography; kinematics; kinetics; neuromechanics.

INTRODUCTION

Lateral ankle sprain (LAS) is a common lower-limb musculoskeletal injury in the sports populations, representing more than 15% of all injuries in National College Athletic Association (NCAA) athletes (Hootman et al., 2007). Approximately 40% of individuals who sustained a first LAS will develop chronic ankle instability (CAI) (Miklovic et al., 2018). CAI is characterized by perceived instability (Hiller, Kilbreath, et al., 2011), ankle giving way (Gribble et al., 2014), recurrent LAS (Kemler et al., 2016), decreased ankle evertor strength (Arnold et al., 2009), reduced ankle dorsiflexion range of motion (Hoch, Staton, Medina McKeon, Mattacola, & McKeon, 2012) increased latency in preparatory and reactive fibularis longus neuromuscular control (Hopkins et al., 2009). Biomechanical deficits will also be observed in individuals with CAI during drop jump and walking (Moisan et al., 2017; Moisan et al., 2020; Simpson et al., 2018).

LAS is common injury in sports involving running and repetitive jump landing movement, such as volleyball and basketball (Attenborough et al., 2014; Doherty, Delahunt, et al., 2014; Terada & Gribble, 2015). Previous studies have identified biomechanical differences for individuals with CAI compared to controls during a unilateral drop jump landing on a flat surface (Simpson et al., 2018). During drop jump on a flat surface, individuals with CAI exhibited a greater ankle dorsiflexion (Brown, Padua, Marshall, & Guskiewicz, 2008; Caulfield & Garrett, 2002; Wright, Arnold, & Ross, 2016), an increased inversion angle (Monaghan, Delahunt, & Caulfield, 2006) and a decreased fibularis longus muscle activity (pre and post landing phase) (Caulfield et al.,

2004; Monaghan et al., 2006) compared to healthy individuals. However, during landing on more challenging surfaces such as unstable (Prieske et al., 2013) or inclined (Simpson et al., 2019) surfaces, the presence of altered lower-limb biomechanics could predispose individuals with CAI to a higher risk to sustain recurrent LAS. Earlier studies that quantified lower-limb biomechanics during landing on more challenging surface showed a longer fibularis longus activation latency (Simpson et al., 2019), a reduced fibularis longus activation (Li et al., 2018b), a greater ankle dorsiflexion (Moisan et al., 2020), an increased ankle inversion angle (Li et al., 2018a; Simpson et al., 2019) and an increased knee extension moment (Moisan et al., 2020) for individuals with CAI compared to healthy counterparts. Even if recent studies have analyzed lower-limb biomechanical deficits of individuals with CAI compared to healthy participants during drop jump on a flat surface, no study has compared different types of landing surfaces between them in this population. A better understanding of the lower-limb adaptations of individuals with CAI during landing on different surfaces will help clinicians identify risk factors that could predispose individuals to development of CAI.

The objective of this study was to identify the lower-limb kinematic, kinetic and EMG adaptations in individuals with CAI during unilateral drop jump landing on flat, unstable and inclined surfaces. It was hypothesized that participants will exhibit lower-limb biomechanics adaptations such as greater ankle inversion and an increased fibularis longus muscle activation during drop jump on unstable and inclined surface, that could predispose individuals with CAI to a higher risk of recurrent LAS.

METHODS

Participants

An experimental study was completed with a group of twenty-two participants with CAI. This cohort of participants is a subgroup of a larger study (Moisan et al., 2020). The participants were recruited among the staff and students of the Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR), Canada, and via advertisements on social media. The participants were recruited in accordance with the recommendations of the International Ankle Consortium (IAC) (Gribble et al., 2014). Participants self-reported 1) a history of at least one or more LAS 2) a history of ankle giving way and/or recurrent sprains and/or feeling of ankle instability and 3) scored respectively less than 90% and 80% of the Foot and Ankle Ability Measures-Activity of Daily Living (FAAM-ADL) and FAAM-Sports (FAAM-S) subscales. Exclusion criteria were 1) a history of a lower-limb musculoskeletal injury in the 3-month period prior to the study onset, 2) a previous surgery to the lower-limb musculoskeletal structures, 3) a history of a lower extremity fracture that needed surgical realignment and 4) neurological conditions. If participants had bilateral CAI, the less stable ankle was used for the study. All participants provided a written informed consent to a protocol approved by the Université du Québec à Trois-Rivières Ethics Committee (CER-18-243-07.14).

Instruments

During data collection, lower-limb kinematics was recorded using a three-dimensional motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, ON,

Canada) with three camera towers at a sampling rate of 100 *Hz*. Clusters of three infrared light-emitting markers were positioned on the sacrum, the distal one third of the thigh, the distal one third of the leg and on the posterior part of the calcaneus. For the calcaneus marker, a modified version (manufactured to be smaller and less brittle) of the heel plate and wand described by Telfer *et al.* (2013) was used. The heel plate was secured directly on the posterior part of calcaneus with athletic tape. To allow the insertion of the wand into the heel plate, a standardized rectangular hole of 30 *mm* x 30 *mm* was cut into the shoes heel counter (Rupert model, Athletic Works, China). During a calibration trial, 15 virtual kinematics markers were digitized on the tested lower extremity with a pointer: the bilateral anterior and posterior supra-iliac spines, greater trochanter, lateral and medial femoral epicondyles, lateral and medial malleoli, proximal and distal posterior part of the calcaneus, sustentaculum tali and fibular tubercle. The ground reaction force was recorded with a force plate embedded on the floor (Bertec Corp, OH, USA). The sampling rate was 2000 *Hz*. The combination between lower-limb kinematics data and the ground reaction force data were used to identify ankle and knee joint center and calculated joint moments.

EMG data were collected using rectangular wireless surface electrodes (Trigno Wireless; Delsys Inc., Boston, MA, United States) at a sampling rate of 2000 *Hz* with a gain of 1000. The electrodes (27 x 37 x 13 *mm*) were made of 99% silver contact material with a four-bar formation. The interelectrode spacing was 10 *mm*. The Delsys EMGworks software (Delsys Inc., Boston, MA, United States) was used for the data acquisition. The electrodes were positioned over the gluteus medius, the vastus lateralis and medialis, the tibialis anterior and the fibularis longus muscles according to the SENIAM

recommendations (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). The skin was shaved, abraded with fine-grade sandpaper and cleaned with alcohol swabs to reduce the local impedance over the electrode placement. The common mode rejection ratio of the amplifier was >80 dB, the maximal intraelectrode impedance was $6\text{ k}\Omega$ and a 16 bits A/D converter was used during the experimentation. A $3.8\text{ cm} \times 3.8\text{ cm}$ foot switch (Trigno 4-Channel FSR Adapter, Boston, USA) was placed in the shoes, under the heel of the tested limb.

Procedures

Participants completed the validated French version of the FAAM-ADL and FAAM-S (Borloz et al., 2011) as well as the short version of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) (Lee, Macfarlane, Lam, & Stewart, 2011) to respectively quantify foot and ankle disability and the physical activity level. The participant's weight and height were assessed before the experimentation. During the experimental protocol, the participants had to complete five unilateral drop jump landings from a 46 cm high platform on three different surfaces, namely a flat surface (DROP), a 10 cm foam block with a density of 1 kg/ft^3 (FOAM) and a 25 degree laterally inclined platform surface (WEDGE). The jump platform was positioned on wood block to maintain a height of 46 cm between the platform and landing surface. During the task, the participants stood on the high platform on their contralateral limb, hands on their waist and were instructed to step forward and land on their tested limb. The foam block and the inclined platform

surfaces were designed to fit on the force plate. The order of the conditions was randomly decided across participants.

Data processing

EMG, kinematic and kinetic data were extracted and processed using Visual 3D software (C-Motion, Germantown, MD, United States). EMG data were full-wave rectified and filtered using a zero-phase lag, bidirectional, 20-450 *Hz* fourth-order bandpass Butterworth filter. The root mean square (RMS) amplitude was calculated using a 100 *ms* moving window average. The RMS data of all muscles, for all tasks, were normalized with the mean peak RMS amplitude of all trials of DROP task. The EMG data were analyzed during the preactivation and the landing phases (Fig. 4). During the preactivation phase, the 0% represented heel off from the initial platform and 100% the initial contact with the force plate. For the landing phase, the 0% represented the initial contact with the force plate and 100% the maximal knee flexion. The joint angles were calculated for the knee and ankle using a Cardan sequence of X-Y-Z, representing respectively flexion/extension, adduction/abduction and internal/external rotation. The initial foot contact with the force plate was identified with a threshold of 10 *N* (Mettler et al., 2015). The force plate data were low-pass filtered using a dual pass, fourth-order Butterworth filter. The cut-off frequency was 50 *Hz*. The ankle and knee joint angles and force plate data were used to calculate joint moments by inverse dynamic. The joint moments were normalised with body mass. The ankle and knee angles and moments were normalised to 100% of each task.

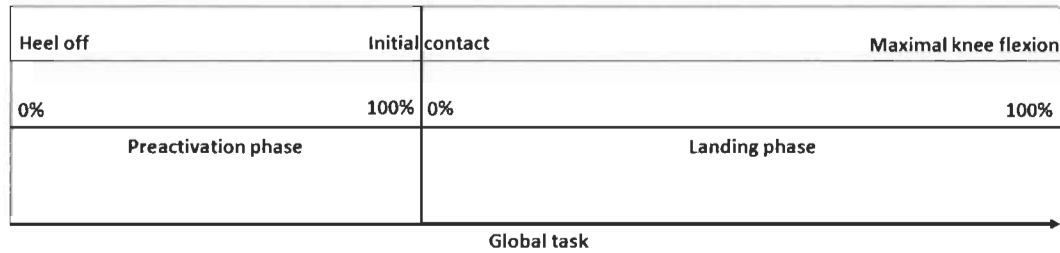


Figure 4. Representation of preactivation and landing phase

Statistical Analysis

Means and standard deviations were calculated for the demographic data. The kinematic, kinetic and EMG data were compared across conditions for each phase with the one-dimensional statistical parametric mapping technique, based on the random field theory (Pataky, Vanrenterghem, & Robinson, 2015, 2016). D'Agostino-Pearson tests (function: `spm1d.stats.normality.anova1`) were used to evaluate the distribution of the lower-limb EMG, kinetics and kinematics data. As the EMG, kinematics and kinetics data were not normally distributed, each normalized point of the curves were compared using the non-parametric version of the statistical parametric mapping one-way ANOVA (SnPM(f)) (function: `spm1d.stats.nonparam.anova1`). When significant differences were observed with the SnPM(f), the experimental conditions were compared with the non-parametric version of the dependent t-test (SnPM(t)) (function: `spm1d.stats.nonparam.ttest_paired`). The threshold of significance was set at $\alpha \leq 0.05$. All SnPM analysis were implemented using the open access SPM1D code (www.spm1d.org) in Matlab R2019b (The Mathworks Inc., Boston, MA, USA).

RESULTS

The participants demographic data and information about ankle injury are presented in table 3.

Variables	Mean (SD)
Age (years)	24.95 (4.91)
Height (m)	1.67 (0.09)
Weight (kg)	70.60 (11.38)
Number of sustained sprains	3.50 (2.04)
Ankle giving way per months	5.18 (5.04)
Time since last sprain (years)	1.75 (1.91)
Foot and ankle ability measures- ADL (%)	84.20 (5.48)
FAAM – Sport (%)	62.78 (7.89)
International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) (MET)	4209 (3354)

Table 3. Participants (n=22) descriptive data and ankle injury information

DROP compared to FOAM surface

EMG

During the preactivation phase, gluteus medius muscle activity was greater from 71 to 78% ($p = 0.016$) and 94 to 100% ($p < 0.001$) during DROP. Furthermore, a greater vastus lateralis muscle activity was observed from 88 to 100% ($p < 0.001$) and greater

fibularis longus muscle activity was found from 64 to 100% ($p < 0.001$) during preactivation phase on DROP. During landing phase, a greater muscle activity for gluteus medius and vastus lateralis were respectively observed from 0 to 60% ($p < 0.001$) and 0 to 48% ($p < 0.001$) during DROP. No significant difference was found for the other muscles during the preactivation and landing phases.

Kinematics

During DROP, the ankle dorsiflexion was greater from 0 to 79% ($p < 0.001$) of the landing phase. The ankle inversion was increased from 0 to 49% ($p < 0.001$) of the landing phase on FOAM. A greater ankle internal and a smaller external rotation were respectively observed from 3 to 26% ($p = 0.007$) and from 65 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase. Finally, the knee flexion was decreased from 0 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase. No significant difference was found for knee frontal and transverse plane motion.

Kinetics

During DROP, a smaller plantarflexion moment was observed from 0 to 38% ($p < 0.001$), 44 to 58% ($p = 0.008$) and from 67 to 100% ($p = 0.001$) of the landing phase. The ankle eversion moment decreased from 0 to 10% ($p = 0.004$) and a smaller ankle external rotation moment was observed from 0 to 2% and from 6 to 17% ($p = 0.001$) of the landing phase. Participants exhibited a greater knee extension moment from 0 to 12% ($p < 0.001$) and from 15 to 42% ($p < 0.001$) of the landing phase. Furthermore, a decreased

abduction knee moment from 0 to 14% ($p = 0.003$) was observed during landing phase. No other significant difference was found for the knee and ankle joint moment.

DROP compared to WEDGE surface

EMG

During the preactivation phase, a greater vastus lateralis muscle activity was observed from 96 to 98% ($p = 0.006$) during DROP. Furthermore, the fibularis longus muscle activity increased from 94 to 96% ($p = 0.011$) during preactivation phase on WEDGE. No significant difference was found for all other muscles during the preactivation phase and landing phase.

Kinematics

During DROP, a greater ankle dorsiflexion and ankle internal rotation were respectively observed from 1 to 100% ($p < 0.001$) and from 0 to 100% ($p < 0.001$) of landing phase. The ankle inversion was increased from 27 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase on WEDGE. No significant differences were found for knee sagittal, frontal and transversal plane motion.

Kinetics

During DROP, the ankle plantarflexion moment was smaller from 2 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase. The ankle inversion and ankle internal rotation moment was respectively greater from 7 to 100% ($p < 0.001$) and from 45 to 100% ($p = 0.002$) during landing phase. The knee extension moment was greater from 0 to 5 % ($p = 0.003$) and the knee flexion moment was smaller from 73 to 100 % ($p = 0.001$) of the landing phase.

Furthermore, a greater knee adduction moment was observed from 11 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase. Finally, the knee internal rotation moment was greater from 0 to 7% ($p = 0.003$) and a smaller knee external rotation moment was observed from 21 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase.

FOAM compared to WEDGE surface

EMG

During the preactivation phase, the vastus lateralis muscle activity and fibularis longus muscle activity was respectively smaller from 82 to 100% ($p < 0.001$) and from 53 to 100% ($p < 0.001$) on FOAM. A greater gluteus medius muscle activity was observed from 94 to 100% ($p < 0.001$) on WEDGE. During landing phase, the gluteus medius muscle activity was decreased from 0 to 58 % ($p < 0.001$) and from 85 to 92% ($p = 0.018$) on FOAM. A greater fibularis longus muscle activity was observed from 0 to 60% ($p < 0.001$) during landing phase on FOAM. The vastus lateralis muscle activity was greater from 0 to 44% ($p < 0.001$) during landing phase on WEDGE. No significant difference was found for all other muscles during the preactivation and landing phase.

Kinematics

During FOAM, the ankle plantarflexion was greater from 6 to 41% ($p < 0.001$) and the ankle dorsiflexion was greater from 72 to 100% ($p = 0.003$) of the landing phase. The ankle inversion was greater from 0 to 24% ($p = 0.002$) and smaller from 51 to 100% ($p < 0.001$) during the landing phase on FOAM. The ankle internal rotation and knee

extension were greater from 0 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase. No significant difference was found for knee frontal and transversal planes motion.

Kinetics

During FOAM, the ankle dorsiflexion moment was greater from 0 to 29% ($p < 0.001$) and the ankle plantarflexion moment was smaller from 45 to 100% ($p = 0.002$) of the landing phase. A greater ankle inversion moment and internal rotation moment were respectively observed from 3 to 100% ($p < 0.001$) and from 57 to 100% ($p = 0.001$) during landing phase. Furthermore, a smaller knee flexion moment was observed from 0 to 40% ($p < 0.001$) and from 97 to 100% ($p = 0.022$) of the landing phase. For the knee frontal plan, a greater knee adduction moment was observed from 8 to 100% ($p < 0.001$) of the landing phase. Finally, a greater knee internal rotation moment was observed from 0 to 8% ($p = 0.004$) and a smaller knee external rotation moment was observed from 15 to 100% ($p = 0.004$) of the landing phase.

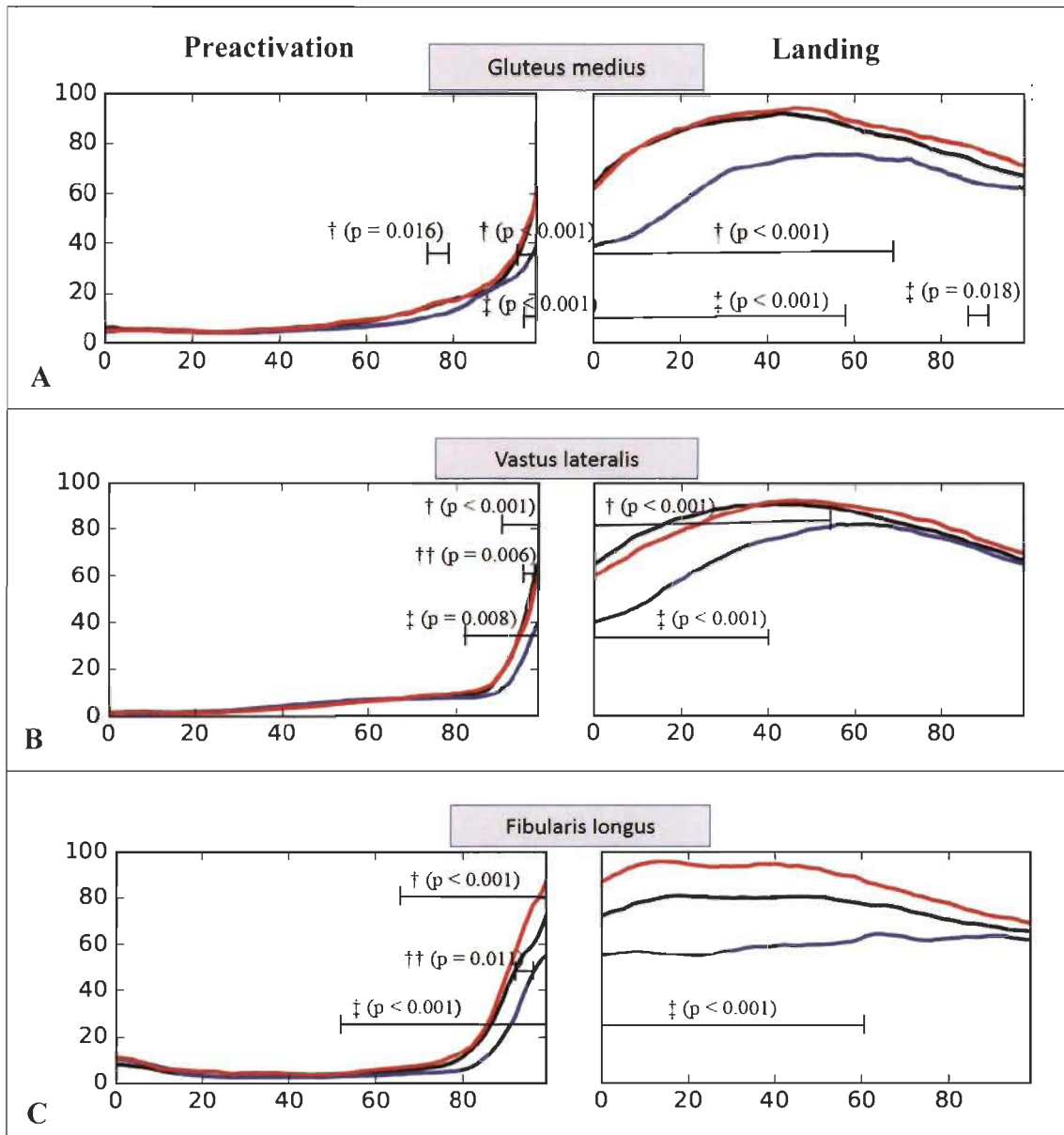


Figure 5. Muscles activity during preactivation and landing phase of (a) gluteus medius, (b) vastus lateralis and (c) fibularis longus. Means of the DROP (black), FOAM (blue) and WEDGE (red) were respectively represented with full lines. Significant differences were identified with † (significant differences between DROP and FOAM), †† (significant differences between DROP and WEDGE) and ‡ (significant differences between FOAM and WEDGE)

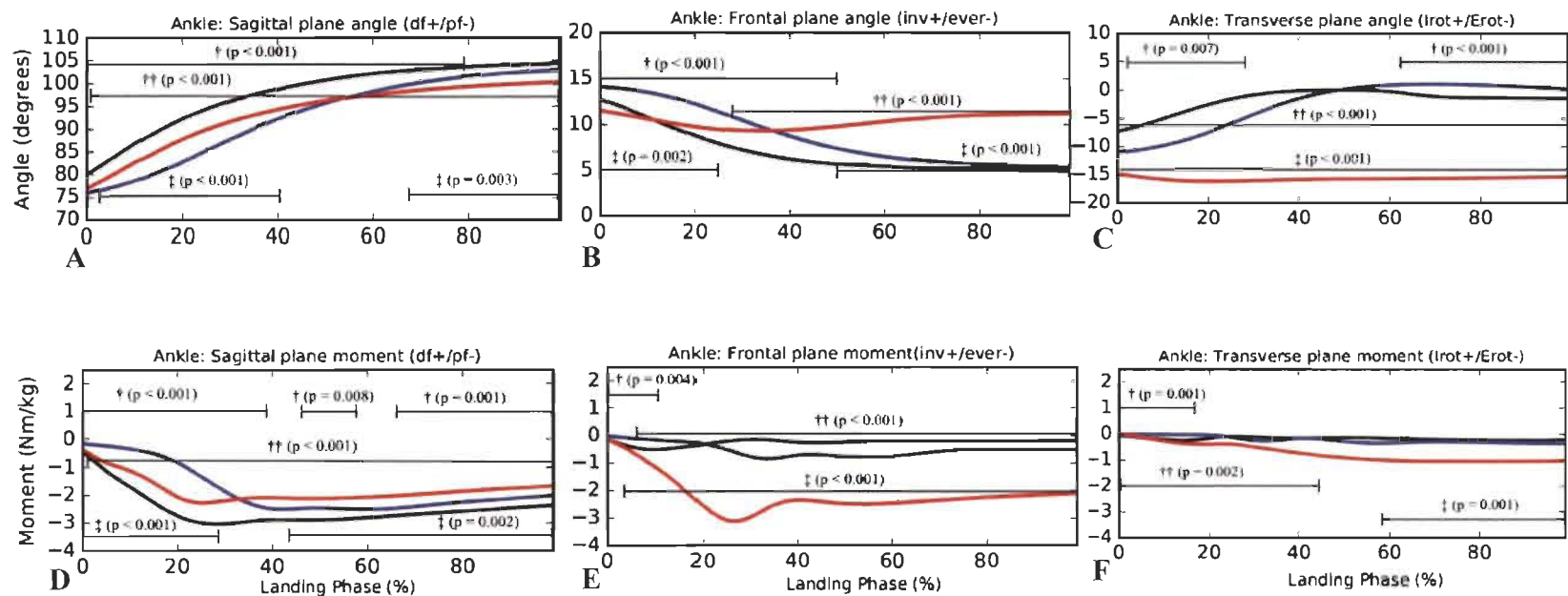


Figure 6. Kinematics of ankle sagittal (A), frontal (B), transverse (C) plan and kinetics of ankle sagittal (D), frontal (E) and transverse (F) joint moment during landing phase. Means of the DROP (black), FOAM (blue) and WEDGE (red) were respectively represented with full lines. Significant differences were identified with \dagger (significant differences between DROP and FOAM), $\dagger\dagger$ (significant differences between DROP and WEDGE) and \ddagger (significant differences between FOAM and WEDGE)

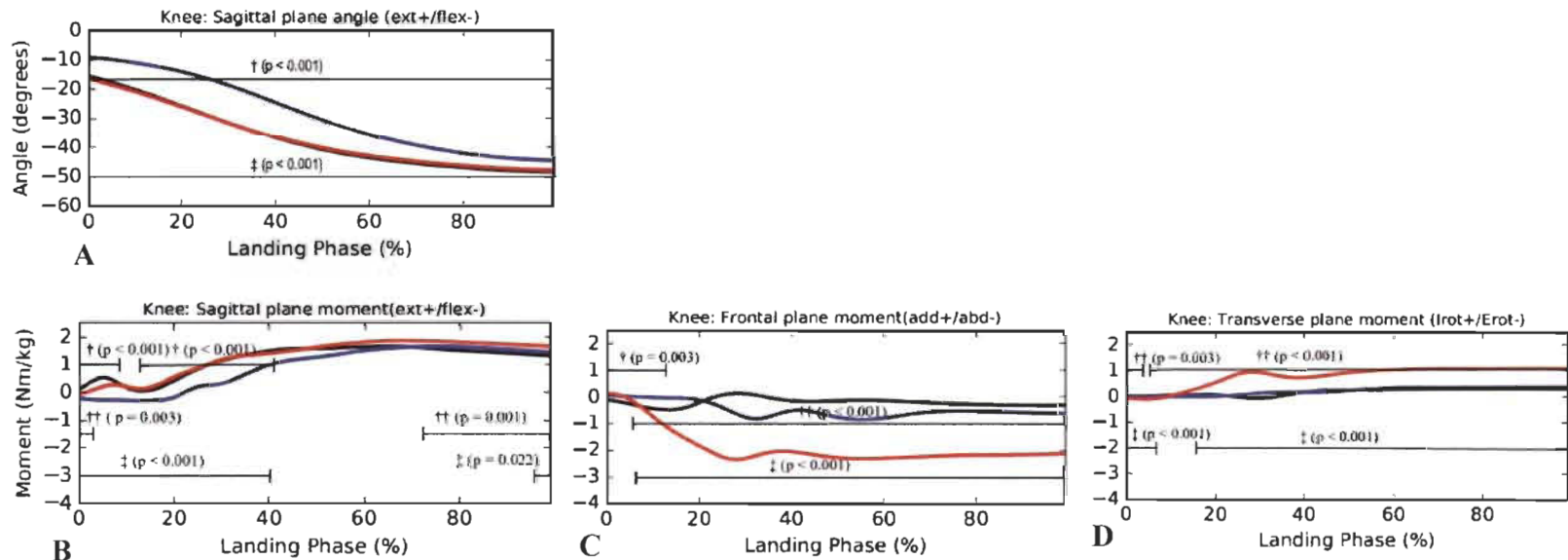


Figure 7. Kinematics of knee sagittal (A) plan and kinetics of knee sagittal (B), frontal (C) and transverses (D) joint moment during landing phase. Means of the DROP (black), FOAM (blue) and WEDGE (red) were respectively represented with full lines. Significant differences were identified with \dagger (significant differences between DROP and FOAM), $\dagger\dagger$ (significant differences between DROP and WEDGE) and \ddagger (significant differences between FOAM and WEDGE)

DISCUSSION

This study aimed to identify and compare lower-limb biomechanics adaptations of individuals with CAI during DROP, FOAM and WEDGE task. Our study revealed that participants exhibit lower-limb biomechanics adaptations such as greater ankle inversion and a reduced fibularis longus muscle activation during landing phase on FOAM and WEDGE compared to DROP. These biomechanics adaptations could put individuals with CAI at higher-risk recurrent LAS.

The main finding of this study was the presence of an increased and a decreased fibularis longus muscle activity respectively observed during landing phase on WEDGE and FOAM. Visual differences for fibularis longus muscle activity has been observed on graphics but they were not significant. Only a greater fibularis longus muscle preactivation for a short period of time (less than 5%) was observed during WEDGE. Furthermore, a reduced fibularis longus muscle preactivation was observed during FOAM compared to DROP. This finding is consistent with previous studies that found a longer latency or a reduced fibularis longus muscle activation during preactivation of drop jump task in individuals with CAI compared to healthy individuals (Li et al., 2018b; Moisan et al., 2020; Simpson et al., 2019). Comparison between this study and other studies on lower-limb biomechanics of individuals with CAI was difficult because this current study was the first to compare lower-limb biomechanical adaptations of individuals with CAI during drop jump on different landing surfaces. The role of fibularis longus muscle is to stabilize the ankle and reduced the risk of giving way episodes or recurrent LAS during

dynamic tasks (Hertel, 2002). A reduced fibularis longus muscle after initial foot impact during landing on FOAM and WEDGE surfaces could be caused by an altered feed-forward motor control mechanism. Damages to mechanoreceptors located on the lateral ankle ligament that occur during ankle injury could cause altered feed-forward motor control (Hertel, 2008). This alteration is believed to trigger an inadequate proximal lower-limb movement, a decreased evtor muscle strength and a reduced muscular control of ankle musculature during dynamic tasks (Gribble & Robinson, 2009; Palmieri-Smith, Ty Hopkins, & Brown, 2009). The combination between altered recruitment of fibularis longus and evtor strength deficits could place the ankle and foot in vulnerable position and lead individuals with CAI to episodes of ankle giving way or recurrent ankle sprains (Wright et al., 2000).

Furthermore, significant differences were observed in this study for kinematics and kinetics ankle frontal plan. Participants exhibited an increased ankle inversion and ankle inversion joint moment during FOAM and WEDGE compared to DROP. These significant differences in ankle frontal plan could be caused by a reduced fibularis longus muscle activation during preactivation and landing phase of the drop jump. The ankle inversion is an important movement in the LAS injury mechanism (Hertel, 2002). A study from Fong et al. (2009) observed that an increased ankle inversion from nine to fifteen degrees (six degrees) was enough to cause an LAS during a dynamic task. In this current study, we identified an increased maximal ankle inversion of five degree during landing phase on WEDGE compared to DROP and FOAM. The presence of greater ankle inversion, greater ankle inversion moment and a smaller fibularis longus activation could

lead individuals with CAI to ankle giving way episodes or LAS recurrence. A better anticipation and a significative fibularis longus muscle activation during preactivation and landing phase of unilateral drop jump landing on unstable or inclined surface was important to prevent the recurrence of LAS in individuals with CAI (Dicus & Seegmiller, 2012; Simpson et al., 2019).

The second main finding of this study was that the participant had a greater ankle plantarflexion during landing on FOAM and WEDGE compared to DROP. Also, a greater ankle plantarflexion was observed at the end of the landing phase (72 to 100% of the landing phase) on WEDGE compared to FOAM. This alteration in ankle sagittal plan was consistent with previous studies that find an increased ankle plantarflexion during drop jump task in participants with CAI compared to healthy participants (Caulfield & Garrett, 2002; Delahunt et al., 2006b; Leanderson, Wykman, & Eriksson, 1993). The presence of greater ankle plantarflexion could be explained by the difficulty for individuals with CAI to reach the close-packed ankle dorsiflexed joint position (Simpson et al., 2018). This alteration could be caused by the presence of altered talus posterior glide in the ankle mortise (C. R. Denegar, J. Hertel, & J. Fonseca, 2002). An altered talus posterior glide reduces the ability to reach enough ankle dorsiflexion to protect lateral ankle ligaments and could lead individuals with CAI to giving way episodes or recurrent LAS (Craig R. Denegar et al., 2002). Furthermore, the presence of tight calf muscle could increase ankle plantarflexion and reduce the ability to reach an ankle close-packed position (Tabrizi et al., 2000). An inadequate ankle dorsiflexion range of motion after ankle injury increases the stretch on the lateral ankle ligament complex, diminishes ankle stability and is

commonly reported as a risk factor for recurrent LAS (Baumhauer, Alosa, Renström, Trevino, & Beynnon, 1995; Hertel, 2000; Tabrizi et al., 2000).

The third main finding of this study was the presence of greater knee extension during FOAM compared to DROP and WEDGE. Furthermore, a greater knee extension moment was observed during DROP compared to FOAM and WEDGE and during FOAM compared to WEDGE. The current literature exhibit that individuals with CAI could have altered knee and hip biomechanics during dynamic tasks (Brown et al., 2011; Caulfield & Garrett, 2002; Gribble & Robinson, 2009; Li et al., 2018a; Simpson et al., 2018; Terada, Pietrosimone, & Gribble, 2014). Previous studies showed that drop jump from 30 to 40 *cm* higher platforms, alters lower-limb biomechanics of individuals with CAI compared to healthy participants (Delahunt et al., 2006b; Li et al., 2018a; Li et al., 2018b; Simpson et al., 2018). A recent study reported the presence of knee kinematics (Lesinski et al., 2018) and neuromuscular (Lesinski et al., 2017) adaptations during drop jump on 60 *cm* high platform compared to 40 *cm* high platform. From a higher platform (46 *cm*), individuals with CAI could increase compensations to attenuate the resultant impact force and increase the lower-limb stiffness to prevent the recurrence of LAS (Doherty et al., 2015; Li et al., 2018a). The result of our study is consistent with previous studies that observed the presence of a greater knee extension and knee extension moment in individuals with CAI compared to healthy participants during unilateral drop jump landing on different landing surfaces (Li et al., 2018a; Moisan et al., 2020). Such lower-limb biomechanical adaptations could increase the time to stabilisation, help to dissipate the GRF and reduce the risk of ankle reinjury (Gribble & Robinson, 2009). The

importance of this lower-limb adaptation strategy should be due to the presence of an unstable surface. However, this strategy had an impact on the knee ligament that could predispose individuals with CAI to a higher risk of knee injuries (Abulhasan & Grey, 2017; Grob et al., 2018). Furthermore, a study from Brown et al. (2012), demonstrated that individuals with ankle instability had a decreased movement variability at hip and knee joint during drop jump landing task. The decreased movement variability at knee indicated the presence of a motor central adaptation. This adaptation could favour a stiffer lower-limb strategy to protect ankle from recurrent LAS. Finally, the inability to attenuate the impulse load increased the energy transmitted to knee and hip anatomical structures and predisposed individuals with CAI to a higher risk of knee ligament injury (Leppänen et al., 2016).

The first limitation of this study is that the hip movements have not been assessed during the experimentation session. Difference could be present at the hip, but the disposition of camera towers, clusters infrared light-emitting markers and virtual markers does not allow assessment of hip kinematics. Finally, the second limitation was the presence of fatigue during dynamic tasks could affect muscular activation, postural stabilisation and kinematics of lower-limb extremities (Gribble, Hertel, Denegar, & Buckley, 2004; Santamaria & Webster, 2010). To prevent fatigue during experimentation session, tasks were randomized and short rest period was given to the participants as often as needed and after each task.

CONCLUSION

The current study identified kinetics, kinematics and EMG lower-limb adaptations of individuals with CAI during unilateral drop jump landing on DROP, FOAM and WEDGE. A greater ankle inversion was observed during landing on FOAM and WEDGE compared to DROP. Furthermore, an increased fibularis longus muscle activation was observed at the end of preactivation phase during landing on WEDGE. No significant differences were observed for fibularis longus activation during landing phase on FOAM and WEDGE compared to DROP. The lower-limb biomechanical adaptations could help to prevent ankle reinjury, but some of these adaptations could also predispose individuals with CAI to a higher risk of ankle reinjury and ligaments knee injury. A better understanding of lower-limb adaptations during unilateral drop jump landing on different landing surfaces could help clinicians to improve treatment and rehabilitation exercise after LAS to prevent the development of CAI or associated musculoskeletal disorders.

CHAPITRE 6

DISCUSSION

L'objectif principal de ce projet réalisé dans le cadre de ma maîtrise était d'identifier les adaptations biomécaniques présentes chez les individus atteints d'une CAI lors d'une réception de saut unilatéral sur trois différentes surfaces d'atterrissage, soit ; stable, instable et inclinée. Nous avons émis différentes hypothèses. Dans un premier temps, nous pensions observer une augmentation de l'activation musculaire du long fibulaire et du tibial antérieur lors des deux phases de la réception de saut (préactivation et atterrissage) lors de la tâche FOAM et de la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. Dans un deuxième temps, nous avons émis l'hypothèse qu'une augmentation de l'inversion, de la dorsiflexion et du moment de force en inversion de la cheville seraient présente lors de la tâche FOAM et de la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. Finalement, nous pensions observer une augmentation de la dorsiflexion de la cheville lors de la tâche WEDGE et la tâche DROP comparativement à la tâche FOAM.

Les résultats principaux de cette étude montrent que des adaptations au niveau de l'activité musculaire sont présentes lors d'une réception de saut unilatéral sur différentes surfaces d'atterrissage. Tel qu'attendu, lors de la phase de préactivation, il a été possible d'observer une augmentation de l'activité musculaire du long fibulaire lors de la tâche FOAM et la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. En revanche, aucun changement n'a été observé pour ce même muscle lors de la phase d'atterrissage. L'activation du long fibulaire permet de stabiliser l'articulation talo-crurale, d'éviter une

augmentation excessive de l'inversion de la cheville dans le but de diminuer le risque d'inversion de la cheville non volontaire et de récurrence d'ELC (Hertel, 2002; Hopkins et al., 2009). La littérature actuelle montre que la présence de déficits et de retard du recrutement neuromusculaire du long fibulaire lors de la marche ou lors de l'exécution de tâches dynamiques est fréquente chez les individus atteints de CAI (Li et al., 2018b; Moisan et al., 2020; Simpson et al., 2019). Ces altérations de recrutement neuromusculaire peuvent s'expliquer par la présence de dommages aux fuseaux neuromusculaires et aux mécanorécepteurs, respectivement situés dans les fibres musculaires et dans les ligaments latéraux de la cheville (Freeman et al., 1965). Ces dommages aux différents récepteurs musculaires et ligamentaires peuvent être causés par l'entorse initiale ou les récurrences d'ELC et ainsi contribuer à l'altération du contrôle moteur observée chez les individus avec une CAI (Hertel, 2008). De plus, une diminution de la force en éversion de la cheville est présente chez les individus avec une CAI (Arnold et al., 2009; Donnelly, Donovan, Hart, & Hertel, 2017). Nos résultats concordent avec ceux de la littérature qui montre un délai dans l'activation musculaire et/ou une diminution de la préactivation musculaire du long fibulaire lors de la réalisation d'une tâche de réception de saut unilatéral chez des individus atteints d'une CAI comparativement à des individus sains (Caulfield et al., 2004; Delahunt et al., 2006b; Li et al., 2018b; Moisan et al., 2020; Simpson et al., 2019). Cependant, les comparaisons entre notre étude et la littérature actuelle sont difficiles à réaliser car notre étude est la première à évaluer les adaptations biomécaniques du membre inférieur lors d'une réception de saut unilatéral sur différentes surfaces d'atterrissage chez les individus avec une CAI. La combinaison de la diminution de la force en éversion de

la cheville et de la présence d'une altération du recrutement neuromusculaire du long fibulaire peuvent positionner le pied dans une position qui le rend plus vulnérable à des épisodes d'inversion de la cheville non volontaires ainsi qu'à des récurrences d'ELC (Wright et al., 2000).

Deuxièmement, une augmentation de l'inversion et du moment en inversion de la cheville a été observée lors de la tâche FOAM et la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. Cette augmentation de l'inversion de la cheville pourrait être causée par le manque d'activation et de contrôle moteur du long fibulaire. La présence d'une inversion excessive de la cheville contribue de façon importante au mécanisme de blessure de l'ELC et augmente significativement les risques de récurrence de blessure à la cheville chez les individus atteints de CAI (Hertel, 2002). Fong et *al.* (2009) ont observé qu'une augmentation de l'inversion de la cheville supérieure à six degrés lors de l'exécution d'une tâche dynamique est suffisante pour causer une ELC. Les résultats de notre étude montrent qu'une augmentation de l'inversion de la cheville de cinq degrés est observée lors de la tâche FOAM et la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. L'augmentation d'amplitude dans le plan frontal en inversion de la cheville peut être causée par différents déficits, soit ; une diminution de la force en éversion de la cheville, une altération du contrôle moteur du long fibulaire ainsi qu'une augmentation du moment de force en inversion de la cheville. Ces déficits peuvent mener les individus atteints de CAI à un risque élevé d'inversion forcée non volontaire ainsi qu'à une récurrence d'ELC lors de l'exécution d'une tâche dynamique (Thompson et al., 2018). La présence de stratégies optimales du contrôle moteur tel que la présence d'une préactivation et d'une

activation musculaire suffisante et adéquate du long fibulaire est fondamentale afin de diminuer le risque de récurrence de blessure à la cheville (Delahunt, Monaghan, & Caulfield, 2006a; Donnelly et al., 2017; Hopkins et al., 2009)

Troisièmement, les résultats de notre étude montrent la présence d'une augmentation de la flexion plantaire lors de la tâche FOAM et la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. De plus, une augmentation de la flexion plantaire est observée à la fin de la phase de réception de saut lors de la tâche WEDGE (72 à 100% de la phase de réception) comparativement à la tâche FOAM. Les résultats de notre étude sont comparables à ceux de la littérature, qui propose une augmentation de la flexion plantaire pendant les tâches de réception de saut chez les individus atteints de CAI comparativement à des individus sains (Caulfield & Garrett, 2002; Delahunt et al., 2006b; Leanderson et al., 1993). L'origine de cette augmentation de la flexion plantaire peut être expliquée par différents facteurs. Dans un premier temps, il est possible d'observer la présence d'un glissement antérieur du talus au niveau de la mortaise à la suite d'une ELC (Craig R. Denegar et al., 2002). Ce glissement du talus en antérieur peut limiter l'amplitude de mouvement en flexion plantaire, ce qui contribue à diminuer la stabilité de l'articulation talo-crurale et augmente ainsi le risque d'épisodes d'inversion forcée non volontaire ou de récurrences d'ELC (Denegar & Miller, 2002; Drewes et al., 2009). Dans un deuxième temps, la diminution de mouvement en dorsiflexion peut être causée par des altérations du recrutement du tibia antérieur (Hertel, 2002). Nos résultats montrent une absence de différences significatives au niveau de l'activation musculaire du tibia antérieur lors de la phase de préactivation et d'atterrissage lors de la tâche WEDGE et la

tâche FOAM comparativement à la tâche DROP. La littérature actuelle montre que le tibia antérieur a un rôle important pour le mouvement de dorsiflexion de la cheville (Hertel, 2002). Il participe avec le long fibulaire à la stabilisation de l'articulation (Demers et al., 2017). Une stabilisation optimale de la cheville lors de l'exécution de tâches dynamiques est fondamentale chez les individus atteints d'une CAI. Un déficit de l'activation neuromusculaire du tibia antérieur pourrait aussi contribuer à augmenter les risques de récurrence d'ELC chez les individus avec une CAI.

Quatrièmement, les résultats de cette étude montrent la présence d'une augmentation de l'extension du genou lors de la tâche FOAM comparativement à la tâche WEDGE et la tâche DROP. De plus, une augmentation du moment de force en extension du genou est observée lors de la tâche DROP comparativement aux deux autres tâches. La littérature actuelle rapporte que la présence de déficits biomécaniques à la hanche et au genou est fréquent chez les individus atteints de CAI comparativement aux individus sains lors de l'exécution de différentes tâches dynamiques (Brown et al., 2011; Caulfield & Garrett, 2002; Gribble & Robinson, 2009; Li et al., 2018a; Simpson et al., 2018; Terada et al., 2014). Concernant les réceptions de saut unilatéral, il est connu que la hauteur de la plateforme de saut peut avoir un impact sur la biomécanique du membre inférieur. En effet, des études récentes de Lesinski et ses collègues (2018; 2017) ont observé la présence d'adaptations neuromusculaires et cinématiques du membre inférieur chez des individus sains lors d'une réception de saut sur une surface stable d'une hauteur de 60 centimètres comparativement à 40 centimètres. Les connaissances scientifiques actuelles montrent qu'une réception de saut d'une hauteur de 30 à 40 centimètres entraîne la présence de

changements biomécaniques au membre inférieur chez les individus atteints de CAI (Delahunt et al., 2006b; Li et al., 2018a; Li et al., 2018b; Simpson et al., 2018). À ce jour, aucune étude n'avait abordé l'analyse biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI lors d'une réception de saut unilatéral d'une hauteur à 40 centimètres. Un nombre limité d'études ont abordé l'analyse de la biomécanique du membre inférieur d'individus atteints de CAI lors d'une réception de saut unilatéral d'une hauteur de 46 centimètres (Moisan et al., 2020). Il est possible d'établir comme hypothèse qu'une réception de saut d'une hauteur plus élevée a entraîné davantage d'adaptations biomécaniques dans le but de réduire le risque de récurrence d'ELC chez les individus avec une CAI (Doherty et al., 2015; Li et al., 2018a). D'autre part, les résultats de notre étude concordent avec ceux de la littérature qui montre que les individus atteints de CAI ont une extension du genou ainsi qu'un moment de force en extension du genou significativement plus élevé que les individus sains lors d'une réception de saut bilatéral et unilatéral (Li et al., 2018a; Moisan et al., 2020). Cependant, les comparaisons entre notre étude et ceux de la littérature demeurent limitées étant donné que notre étude et celle de Moisan (2020) et ses collègues sont les premières à documenter les adaptations biomécaniques des individus avec une CAI lors d'une réception de saut unilatéral sur différents types de surface. De plus, peu d'études ont abordé l'analyse des moments de force articulaire au genou chez cette population. Il est possible que les adaptations biomécaniques nécessaires lors d'une réception de saut sur une surface instable augmentent en fonction du niveau d'instabilité de la surface. Toutefois, la présence d'une extension du genou et d'un moment de force en extension du genou plus important augmente significativement le

risque de blessure ligamentaire au genou chez les individus avec une CAI (Abulhasan & Grey, 2017; Grob et al., 2018).

Finalement, tel que mentionné précédemment, une diminution de l'activation musculaire du long fibulaire et du tibial antérieur est présente lors de la tâche FOAM et la tâche WEDGE comparativement à la tâche DROP. Ce déficit peut avoir un impact important sur le recrutement musculaire des muscles proximaux de la cuisse et du genou (Caulfield & Garrett, 2002; Gribble & Robinson, 2010). En effet, les résultats de notre étude montrent une augmentation de l'activité musculaire du vaste latéral lors de la tâche DROP comparativement à la tâche FOAM et la tâche WEDGE. De plus, une augmentation de l'activité musculaire du moyen fessier est observée lors de la tâche DROP comparativement à la tâche FOAM. Les études sur l'impact de la CAI sur le recrutement musculaire des muscles proximaux sont limitées. Cependant, les connaissances scientifiques actuelles tendent à montrer que la présence d'une instabilité située plus distalement, telle qu'une instabilité de la cheville entraîne une modification du patron moteur proximal (Delahunt & Remus, 2019; Hertel, 2008). La modification du patron moteur proximal permet de contrôler la position de la cheville et de diminuer la force de réaction afin d'augmenter la stabilité du membre inférieur. Toutefois, cette stratégie peut avoir un impact significatif sur la tension imposée aux ligaments du genou et prédisposer un individu atteint de CAI à un risque significatif de blessure au genou (Yu & Garrett, 2007). D'autre part, une étude de Brown et ses collègues (2012) montre que les individus atteints de CAI présente une diminution significative de la variabilité de mouvement du genou et de la hanche. Une variabilité de mouvement élevée est signe

d'une meilleure capacité d'adaptation de la part de l'individu tandis qu'une variabilité de mouvement diminuée signifie que l'individu a davantage de difficultés à s'adapter aux différentes perturbations associées à la tâche. La diminution de la variabilité de mouvement, tel qu'observé dans l'étude de Brown et ses collègues (2012), montre qu'un individu avec une CAI peut avoir un patron de mouvement plus rigide au membre inférieur et avoir de la difficulté à s'adapter de façon spécifique lors de l'exécution d'une tâche dynamique.

Forces et limites

Cette étude comporte quelques limites. Premièrement, la peur et l'anxiété face à la tâche peuvent avoir modulé la réalisation de la tâche, affecté l'activité musculaire et la cinématique du membre inférieur et ainsi, amené un biais dans nos résultats. Afin de diminuer le niveau d'anxiété par rapport à la tâche, le participant devait exécuter quelques essais de familiarisation durant lesquels, aucun enregistrement n'était effectué. Ces essais avaient pour objectif de s'assurer que la tâche était convenablement exécutée et permettait d'améliorer la reproductibilité des essais subséquents. En revanche, la littérature actuelle montre que la réponse biomécanique est différente lors du premier essai comparativement aux essais subséquents. En effet, lors de ce premier essai, une réponse exagérée du système postural et une activation musculaire importante sont présentes (Allum, Tang, Carpenter, Oude Nijhuis, & Bloem, 2011). La réponse biomécanique est exagérée et permet donc un patron moteur plus large et moins spécifique (Todorov & Jordan, 2002). Lorsque cette même perturbation est répétée, il se produit une adaptation du patron moteur

et la réponse biomécanique se raffine et se normalise (Allum et al., 2011). Ainsi, la présence d'une réponse biomécanique supranormale lors de la première réception de saut permettrait de cibler certains déficits qui peuvent être absents lors des essais subséquents. Cependant, aucune étude n'a abordé l'analyse des différentes adaptations biomécaniques présentes lors du premier essai d'une réception de saut unilatéral comparativement aux essais subséquents. L'absence d'études analysant le premier essai d'une tâche de saut unilatéral n'est pas clairement défini dans la littérature actuelle. Cependant, il est possible d'émettre l'hypothèse qu'il peut être difficile pour les chercheurs d'analyser le premier essai car la mécanique d'atterrissage des participants est variable. De plus, certains participants peuvent être craintif et se servir de leur bras afin de les aider à se stabiliser.

La seconde limite de cette étude concerne le type d'essai qui ont été inclus dans l'analyse des résultats. En effet, lors de l'analyse des résultats les essais manqués par les participants ont été retirés et n'ont pas été inclus dans l'analyse. Un essai était considéré comme étant manqué lorsque le participant n'était pas en mesure de conserver son équilibre pendant deux secondes et/ou que celui-ci utilisait ses bras afin de se stabiliser à la suite du contact avec le sol. On peut émettre l'hypothèse que certains des essais manqués par les participants peuvent avoir été causés par des déficits biomécaniques qui n'ont pas été inclus dans l'analyse des résultats.

Finalement, une limite supplémentaire pouvant affecter les résultats est le nombre important d'essais que les participants devaient exécuter. Cette répétition des essais peut avoir induit un biais d'apprentissage. Afin de mieux contrôler ce biais, les différentes

surfaces d'atterrissage ont été randomisées pour tous les participants. De plus, étant donné le nombre important d'essais, il est possible que la fatigue soit une variable qui ait affectée nos résultats. La fatigue induite par différentes tâches dynamiques a un impact sur l'activation musculaire, le contrôle postural ainsi que la cinématique du membre inférieur d'individus atteints de CAI (Gribble et al., 2004; Santamaria & Webster, 2010). Dans le but de diminuer l'impact de la fatigue sur la biomécanique du membre inférieur, les participants étaient invités à prendre une pause à n'importe quel moment pendant l'expérimentation et après chaque tâche.

La force de cette étude est qu'elle a permis de déterminer l'effet d'une surface stable, instable ou inclinée sur la biomécanique du membre inférieur d'individus avec une CAI. À notre connaissance, les études abordant l'analyse de la biomécanique du membre inférieur d'individus avec une CAI lors de tâche dynamique sont limitées. De plus, la majorité des études actuelles se sont limitées à l'étude d'au plus deux données biomécaniques, soit ; l'EMG et/ou la cinétique et/ou la cinématique. Notre étude a abordé l'analyse des trois données biomécaniques simultanément. Cette analyse complète des données biomécaniques permet de faire des liens entre les différents résultats obtenus et ainsi de favoriser l'avancement des connaissances sur cette pathologie. Un autre avantage de notre étude est l'utilisation d'une hauteur de plateforme de saut plus haute que les études antérieures ainsi que des surfaces de réception demandant une plus grande adaptation. L'état des connaissances scientifiques actuelles sur l'impact de différentes surfaces de réception de saut chez les individus atteints d'une CAI est limitée. L'utilisation de surface instable ou inclinée avec cette population peut être risquée, car ce

type de surface augmente considérablement le risque d'une récurrence d'ELC chez les individus atteints de CAI. Cependant, l'utilisation de surfaces d'atterrissage de saut plus difficile permettra d'améliorer la compréhension de la biomécanique du membre inférieur ainsi que les stratégies d'adaptations utilisées par les individus atteints de CAI lors d'une réception de saut sur différents types de surface.

Perspectives de recherche

Au regard des résultats de ce projet de maîtrise, les recherches futures pourront s'intéresser davantage à l'analyse biomécanique du membre inférieur d'individus atteints d'une CAI lors de l'exécution de différentes tâches dynamiques. Une meilleure compréhension et des connaissances approfondies sur la biomécanique du membre inférieur des individus atteints de CAI permettront de mieux cibler les déficits et d'améliorer l'efficacité des exercices de réadaptation proposés à ces individus.

CHAPITRE 7

CONCLUSION

Les résultats de ce projet de maîtrise montrent que la présence d'une surface de réception de saut instable ou inclinée entraîne des adaptations biomécaniques au membre inférieur chez des individus atteints de CAI. En effet, lors d'une réception de saut sur une surface instable ou une surface inclinée différentes adaptations à la cheville et au genou sont présentes. Les principaux changements observés sont une augmentation de l'inversion de la cheville et du moment de force en inversion de la cheville, une augmentation de l'activité musculaire du long fibulaire lors de la phase de préactivation et une diminution de la dorsiflexion de la cheville lors de la tâche FOAM et WEDGE comparativement à la tâche DROP. De plus, lors de la tâche FOAM comparativement à la tâche DROP et la tâche WEDGE, les résultats montrent la présence d'une augmentation de l'extension du genou lors du contact avec le sol. Les différentes adaptations biomécaniques peuvent permettre aux individus de diminuer les risques de récurrences de blessure à la cheville. En revanche, certaines adaptations telles qu'une augmentation de l'inversion de la cheville, une augmentation de la flexion plantaire ainsi qu'une diminution de l'activité musculaire du long fibulaire peuvent augmenter considérablement les risques de récurrences de blessure à la cheville chez les individus atteints de la CAI.

D'un point de vue clinique, les résultats de cette étude sur la biomécanique du membre inférieur permettent de mieux comprendre les adaptations et les stratégies

utilisées par ces individus lors de l'exécution d'une réception de saut unilatéral. Cette amélioration de la compréhension permettra aux cliniciens de mieux cibler les déficits lors de l'exécution de tâches dynamiques chez les individus atteints de CAI. Finalement, des connaissances approfondies de l'impact de la CAI sur la biomécanique du membre inférieur permettront à long terme d'améliorer les traitements offerts aux individus atteints de cette condition, dans le but de diminuer les risques de récives de blessure à la cheville.

BIBLIOGRAPHIE

- Abulhasan, F. J., & Grey, J. M. (2017). Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4).
- Adal, S. A., Pourkazemi, F., Mackey, M., & Hiller, C. E. (2019). The Prevalence of Pain in People With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review. *Journal of athletic training*.
- Allum, J. H. J., Tang, K. S., Carpenter, M. G., Oude Nijhuis, L. B., & Bloem, B. R. (2011). Review of first trial responses in balance control: Influence of vestibular loss and Parkinson's disease. *Human Movement Science*, 30(2), 279-295.
- Anderson, D. D., Chubinskaya, S., Guilak, F., Martin, J. A., Oegema, T. R., Olson, S. A., & Buckwalter, J. A. (2011). Post-Traumatic Osteoarthritis : Improved Understanding and Opportunities for Early Intervention. *Journal of Orthopaedic Research*, 29, 802-809.
- Arnold, B. L., Linens, S. W., de la Motte, S. J., & Ross, S. E. (2009). Concentric Evertor Strength Differences and Functional Ankle Instability: A Meta-Analysis. *Journal of athletic training*, 44(6), 653-662.
- Attarian, D. E., McCrackin, H. J., Devit, D. P., McElhaney, J. H., & Garrett, W. E. (1985). A biomechanical study of human lateral ankle ligaments and autogenous reconstructive grafts. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(6), 377-381.

- Attenborough, A. S., Hiller, C. E., Smith, R. M., Stuelcken, M., Greene, A., & Sinclair, P. J. (2014). Chronic ankle instability in sporting populations. *Sports Medicine*, 44(11), 1545.
- Baumhauer, J. F., Alosa, D. M., Renström, P. A. F. H., Trevino, S., & Beynnon, B. (1995). A Prospective Study of Ankle Injury Risk Factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(5), 564-570.
- Beckman, S. M., & Buchanan, T. S. (1995). Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(12), 1138-1143.
- Borloz, S., Crevoisier, X., Deriaz, O., Ballabeni, P., Martin, R. L., & Luthi, F. (2011). Evidence for validity and reliability of a french version of the FAAM. *BMC musculoskeletal disorders*, 12(1).
- Brown, C., Bowser, B., & Simpson, K. J. (2012). Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 52-63.
- Brown, C., Padua, D., Marshall, S., & Guskiewicz, K. (2011). Hip Kinematics During a Stop-Jump Task in Patients With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 46(5), 461-467.
- Brown, C., Padua, D., Marshall, S. W., & Guskiewicz, K. (2008). Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with

- functional ankle instability and ankle sprain copers. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 822-831.
- Brown, N. C., Bowser, N. B., & Orellana, N. A. (2010). Dynamic Postural Stability in Females with Chronic Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(12), 2258-2263.
- Brown, T. N., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2014). Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(4), 408-413.
- Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., & Besier, T. F. (2005). Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11), 1911-1916.
- Buldt, A. K., Allan, J. J., Landorf, K. B., & Menz, H. B. (2018). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait & Posture*, 62, 56-67.
- Burks, R. T., & Morgan, J. (1994). Anatomy of the Lateral Ankle Ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(1), 72-77.
- Camirand, H., Traoré, I., & Baulne, J. (2016). *L'Enquête québécoise sur la santé de la population, 2014-2015 : pour en savoir plus sur la santé des Québécois. Résultats de la deuxième édition*. Québec: Institut de la statistique du Québec.

- Caulfield, B., Crammond, T., O'Sullivan, A., Reynolds, S., & Ward, T. (2004). Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint. *Journal of Sport Rehabilitation, 13*(3), 189-200.
- Caulfield, B., & Garrett, M. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics, 19*(6), 617-621.
- Caulfield, B. M., & Garrett, M. (2002). Functional Instability of the Ankle: Differences in Patterns of Ankle and Knee Movement Prior To and Post Landing in a Single Leg Jump. *Int J Sports Med, 23*(01), 64-68.
- Chen, E. Q., Wortley, E. M., Bhaskaran, E. D., Milner, E. C., & Zhang, E. S. (2012). Is the Inverted Surface Landing More Suitable in Evaluating Ankle Braces and Ankle Inversion Perturbation? *Clinical Journal of Sport Medicine, 22*(3), 214-220.
- Chesnin, K. J., Selby-Silverstein, L., & Besser, M. P. (2000). Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait & Posture, 12*(2), 128-133.
- Chorley, J. N., & Hergenroeder, A. C. (1997). Management of ankle sprains. *Pediatric annals, 26*(1), 56-64.
- Cordova, M. L., Sefton, J. M., & Hubbard, T. J. (2010). Mechanical Joint Laxity Associated With Chronic Ankle Instability. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach, 2*(6), 452-459.

- Croy, T., Koppenhaver, S., Saliba, S., & Hertel, J. A. Y. (2013). Anterior Talocrural Joint Laxity: Diagnostic Accuracy of the Anterior Drawer Test of the Ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(12), 911-919.
- David, M. S., Ellen, E. Y., Sarah, K. F., & Comstock, R. D. (2009). Patterns of Recurrent Injuries among US High School Athletes, 2005-2008. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(8), 1586-1593.
- De Ridder, R., Witvrouw, E., Dolphens, M., Roosen, P., & Van Ginckel, A. (2016). Hip Strength as an Intrinsic Risk Factor for Lateral Ankle Sprains in Youth Soccer Players: A 3-Season Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(2), 410-416.
- De Ste Croix, M., & Korff, T. (2012). *Paediatric biomechanics and motor control : theory and application*. New York: Routledge.
- Deben, E. S., & Pomeroy, C. G. (2014). Subtle Cavus Foot: Diagnosis and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 22(8), 512-520.
- Delahunt, E. (2007). Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(3), 203-213.
- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006a). Altered Neuromuscular Control and Ankle Joint Kinematics During Walking in Subjects With Functional Instability of the Ankle Joint. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(12), 1970-1976.

- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2006b). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(10), 1991-2000.
- Delahunt, E., & Remus, A. (2019). Risk Factors for Lateral Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*.
- Demers, M. S., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2017). Preparatory co-activation of the ankle muscles may prevent ankle inversion injuries. *Journal of Biomechanics*, 52, 17-23.
- Denegar, C. R., Hertel, J., & Fonseca, J. (2002). The Effect of Lateral Ankle Sprain on Dorsiflexion Range of Motion, Posterior Talar Glide, and Joint Laxity. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(4), 166-173.
- Denegar, C. R., Hertel, J., & Fonseca, J. (2002). The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(4), 166-173.
- Denegar, C. R., & Miller, S. J., III. (2002). Can Chronic Ankle Instability be Prevented? Rethinking Management of Lateral Ankle Sprains. *Journal of athletic training*, 37(4), 430-435.
- Dias, S. L. (1979). The Lateral Ankle Sprain: An Experimental Study. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 19(4), 266-269.

- Dicus, J. R., & Seegmiller, J. G. (2012). Unanticipated Ankle Inversions Are Significantly Different From Anticipated Ankle Inversions During Drop Landings: Overcoming Anticipation Bias. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(2), 148-155.
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2014). Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain. *Clinical Biomechanics*.
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2015). Single-leg drop landing motor control strategies following acute ankle sprain injury. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(4), 525-533.
- Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2016). Single-leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compared with lateral ankle sprain 'copers'. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(4), 1049-1059.
- Doherty, C., Delahunt, E., Caulfield, B., Hertel, J., Ryan, J., & Bleakley, C. (2014). The Incidence and Prevalence of Ankle Sprain Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Epidemiological Studies. *Sports Medicine*, 44(1), 123-140.
- Donnelly, L. M. A. T. C., Donovan, L. P. A. T. C., Hart, J. M. P. A. T. C., & Hertel, J. P. A. T. C. (2017). Eversion Strength and Surface Electromyography Measures With and Without Chronic Ankle Instability Measured in 2 Positions. *Foot & Ankle International*, 38(7), 769-778.

- Drewes, L. K., McKeon, P. O., Casey Kerrigan, D., & Hertel, J. (2009). Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6), 685-687.
- Egloff, C., Hügler, T., & Valderrabano, V. (2012). Biomechanics and pathomechanisms of osteoarthritis. *Swiss medical weekly*, 142(JULY), w13583.
- Feger, M. A., Donovan, L., Hart, J. M., & Hertel, J. (2015). Lower Extremity Muscle Activation in Patients With or Without Chronic Ankle Instability During Walking. *Journal of athletic training*, 50(4), 350-357.
- Ferran, N. A., & Maffulli, N. (2006). Epidemiology of Sprains of the Lateral Ankle Ligament Complex. *Foot and Ankle Clinics of North America*, 11(3), 659-662.
- Fong, D., Hong, Y., Chan, L.-K., Yung, P., & Chan, K.-M. (2007). A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports. *Sports Medicine*, 37(1), 73-94.
- Fong, D. T. P., Yung, P. S. H., Chan, K. M., Hong, Y., Shima, Y., & Krosshaug, T. (2009). Biomechanics of supination ankle sprain: A case report of an accidental injury event in the laboratory. *American Journal of Sports Medicine*, 37(4), 822-827.
- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2012). Intrinsic Risk Factors of Noncontact Ankle Sprains in Soccer: A Prospective Study on 100 Professional Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(8), 1842-1850.
- Fransz, D. P., Huurnink, A., Kingma, I., Verhagen, E. A. L. M., & van Dieën, J. H. (2013). A systematic review and meta-analysis of dynamic tests and related force plate

parameters used to evaluate neuromusculoskeletal function in foot and ankle pathology. *Clinical Biomechanics*, 28(6), 591-601.

Freeman, M. A. R., Dean, M. R. E., & Hanham, I. W. F. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 47-B(4), 678-685.

Gribble, P., & Robinson, R. (2010). Differences in spatiotemporal landing variables during a dynamic stability task in subjects with CAI. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20(1), e63-e71.

Gribble, P. A., Bleakley, C. M., Caulfield, B. M., Docherty, C. L., Fourchet, F., Fong, D. T.-P., . . . Delahunt, E. (2016). Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 50(24), 1496.

Gribble, P. A., Delahunt, E., Bleakley, C. M., Caulfield, B., Docherty, C. L., Fong, D. T.-P., . . . Wikstrom, E. A. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *Journal of athletic training*, 49(1), 121.

Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of athletic training*, 39(4), 321-329.

- Gribble, P. A., & Robinson, R. H. (2009). Alterations in Knee Kinematics and Dynamic Stability Associated With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 44(4), 350-355.
- Grob, K., Manestar, M., Filgueira, L., Kuster, M. S., Gilbey, H., & Ackland, T. (2018). The interaction between the vastus medialis and vastus intermedius and its influence on the extensor apparatus of the knee joint. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(3), 727-738.
- Harper, M. C. (1987). Deltoid Ligament: An Anatomical Evaluation of Function. *Foot & Ankle*, 8(1), 19-22.
- Harrington, D. K. (1979). Degenerative arthritis of the ankle secondary to long-standing lateral ligament instability. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 61(3), 354-361.
- Hass, C. J., Bishop, M. D., Doidge, D., & Wikstrom, E. A. (2010). Chronic Ankle Instability Alters Central Organization of Movement. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(4), 829-834.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hertel, J. (2000). Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain. *Sports Medicine*, 29(5), 361-371.

- Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of athletic training*, 37(4), 364-375.
- Hertel, J. (2008). Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clinics in Sports Medicine*, 27(3), 353-370.
- Hertel, J., & Corbett, R. O. (2019). An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 54(6), 572-588.
- Herzog, M. M., Herzog, M. M., Kerr, Z. Y., Marshall, S. W., & Wikstrom, E. A. (2019). Epidemiology of Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*.
- Hiller, C. E., Kilbreath, S. L., & Refshauge, K. M. (2011). Chronic Ankle Instability: Evolution of the Model. *Journal of athletic training*, 46(2), 133-141.
- Hiller, C. E., Nightingale, E. J., Lin, C.-W. C., Coughlan, G. F., Caulfield, B., & Delahunt, E. (2011). Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 45(8), 660-672.
- Hoch, M. C., Staton, G. S., Medina McKeon, J. M., Mattacola, C. G., & McKeon, P. O. (2012). Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(6), 574-579.

- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports: Summary and Recommendations for Injury Prevention Initiatives. *Journal of athletic training*, 42(2), 311-319.
- Hopkins, J. T., Brown, T. N., Christensen, L., & Palmieri-Smith, R. M. (2009). Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *Journal of Orthopaedic Research*, 27(12), 1541-1546.
- Houston, M. N., Van Lunen, B. L., & Hoch, M. C. (2014). Health-related quality of life in individuals with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 49(6), 758.
- Hubbard-Turner, T., & Turner, M. J. (2015). Physical Activity Levels in College Students With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training (Allen Press)*, 50(7), 742-747.
- Hubbard, T. J., Kramer, L. C., Denegar, C. R., & Hertel, J. (2007). Contributing Factors to Chronic Ankle Instability. *Foot & Ankle International*, 28(3), 343-354.
- Jun, S., Kentaro, M., Wataru, M., Masato, T., & Takashi, M. (2012). Functional Treatment After Surgical Repair for Acute Lateral Ligament Disruption of the Ankle in Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(2), 447-451.
- Kemler, E., Thijs, K. M., Badenbroek, I., van de Port, I. G. L., Hoes, A. W., & Backx, F. J. G. (2016). Long-term prognosis of acute lateral ankle ligamentous sprains: High incidence of recurrences and residual symptoms. *Family Practice*, 33(6), 596-600.

- Knapp, D., Lee, S. Y., Chinn, L., Saliba, S. A., & Hertel, J. (2011). Differential ability of selected postural-control measures in the prediction of chronic ankle instability status. *Journal of athletic training*, 46(3), 257.
- Konradsen, L. (2002). Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 199-203.
- Konradsen, L., Bech, L., Ehrenbjerg, M., & Nickelsen, T. (2002). Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 12(3), 129.
- Konradsen, L., Voigt, M., & Hojsgaard, C. (1997). Ankle Inversion Injuries: The Role of the Dynamic Defense Mechanism. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 54-58.
- Leanderson, J. M., Wykman, A., & Eriksson, E. (1993). Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1(3-4), 203-205.
- Lee, P. H., Macfarlane, D. J., Lam, T. H., & Stewart, S. M. (2011). Validity of the international physical activity questionnaire short form (IPAQ-SF): A systematic review. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 8(1), 115.
- Lees, A. (1981). Methods of impact absorption when landing from a jump. *Engineering in Medicine*, 10(4), 207-211.

- Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., Äyrämö, S., . . . Parkkari, J. (2016). Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(2), 386-393.
- Lesinski, M., Prieske, O., Beurskens, R., Behm, D., & Granacher, U. (2018). Effects of Drop-height and Surface Instability on Jump Performance and Knee Kinematics. *Int J Sports Med*, 39, 50-57.
- Lesinski, M., Prieske, O., Beurskens, R., Behm, D. G., & Granacher, U. (2017). Effects of drop height and surface instability on neuromuscular activation during drop jumps. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(10), 1090-1098.
- Li, Y., Ko, J., Walker, M., Brown, C., Schmidt, J., Kim, S.-H., & Simpson, K. (2018a). Does Chronic Ankle Instability Influence Knee Biomechanics of Females during Inverted Surface Landings? *International Journal Of Sports Medicine*, 39(13), 1009-1017.
- Li, Y., Ko, J., Walker, M. A., Brown, C. N., Schmidt, J. D., Kim, S.-H., & Simpson, K. J. (2018b). Does chronic ankle instability influence lower extremity muscle activation of females during landing? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 38, 81-87.
- Lynch, S. A. (2002). Assessment of the Injured Ankle in the Athlete. *Journal of athletic training*, 37(4), 406-412.

- Manoli, A., & Graham, B. (2005). The Subtle Cavus Foot, “the Underpronator,” a Review. *Foot & Ankle International*, 26(3), 256-263.
- McKay, G. D., Goldie, P. A., Payne, W. R., & Oakes, B. W. (2001). Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *British Journal of Sports Medicine*, 35(2), 103.
- McKeon, J. M. M., & McKeon, P. O. (2012). Evaluation of Joint Position Recognition Measurement Variables Associated With Chronic Ankle Instability: A Meta-Analysis. *Journal of athletic training*, 47(4), 444-456.
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: Can deficits be detected with instrumented testing? *Journal of athletic training*, 43(3), 293-304.
- Mettler, A., Chinn, L., Saliba, S. A., McKeon, P. O., & Hertel, J. (2015). Balance training and center-of-pressure location in participants with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 50(4), 343.
- Meyer, J. M., Garcia, J., Hoffmeyer, P., & Fritschy, D. (1988). The subtalar sprain. A roentgenographic study. *Clinical orthopaedics and related research*, 226, 169-173.
- Michelson, J. D., & Hutchins, C. (1995). Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 77-B(2), 219-224.

- Miklovic, T. M., Donovan, L., Protzuk, O. A., Kang, M. S., & Feger, M. A. (2018). Acute lateral ankle sprain to chronic ankle instability: a pathway of dysfunction. *The Physician and sportsmedicine*, 46(1), 116-122.
- Mitchell, A., Dyson, R., Hale, T., & Abraham, C. (2008). Biomechanics of Ankle Instability. Part 2: Postural Sway-Reaction Time Relationship. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(8), 1522-1528.
- Moisan, G., Descarreaux, M., & Cantin, V. (2017). Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait & Posture*, 52, 381-399.
- Moisan, G., Mainville, C., Descarreaux, M., & Cantin, V. (2020). Unilateral jump landing neuromechanics of individuals with chronic ankle instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(5), 430-436.
- Monaghan, K., Delahunt, E., & Caulfield, B. (2006). Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clinical Biomechanics*, 21(2), 168-174.
- Munn, J., Sullivan, S. J., & Schneiders, A. G. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 2-12.

- Noronha, M., França, L. C., Hauptenthal, A., & Nunes, G. S. (2013). Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: A prospective study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 23(5), 541-547.
- Palmieri-Smith, R. M., Ty Hopkins, J., & Brown, T. N. (2009). Peroneal Activation Deficits in Persons with Functional Ankle Instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(5), 982-988.
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1277-1285.
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2016). The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1468-1476.
- Pope, M., Chinn, L., Mullineaux, D., McKeon, P. O., Drewes, L., & Hertel, J. (2011). Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait & Posture*, 34(2), 154-158.
- Prieske, O., Muehlbauer, T., Mueller, S., Krueger, T., Kibele, A., Behm, D., & Granacher, U. (2013). Effects of surface instability on neuromuscular performance during drop jumps and landings. *European Journal of Applied Physiology*, 113(12), 2943-2951.

- Riegger, C. L., & Riegger, C. L. (1988). Anatomy of the ankle and foot. *Physical therapy*, 68(12), 1802-1814.
- Robertson, G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics* (2 éd.). United States of America: Human kinetics.
- Roos, K. G., Kerr, Z. Y., Mauntel, T. C., Djoko, A., Dompier, T. P., & Wikstrom, E. A. (2016). The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(1), 201-209.
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Kaminski, T. W. (2003). Time to Stabilization: A Method for Analyzing Dynamic Postural Stability. *Athletic Therapy Today*, 8(3), 37-39.
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Yu, B. (2005). Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *Journal of athletic training*, 40(4), 298-304.
- Salathe, E. P., & Arangio, G. A. (2002). A biomechanical model of the foot: The role of muscles, tendons, and ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124(3), 281-287.

- Santamaria, L., & Webster, K. (2010). The Effect of Fatigue on Lower-Limb Biomechanics During Single-Limb Landings: A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(8), 464-473.
- Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & Posture*, 21(1), 85-94.
- Sefton, J. M., Hicks-Little, C. A., Hubbard, T. J., Clemens, M. G., Yengo, C. M., Kocejka, D. M., & Cordova, M. L. (2009). Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 24(5), 451-458.
- Self, B. P., Harris, S., & Greenwald, R. M. (2000). Ankle Biomechanics During Impact Landings on Uneven Surfaces. *Foot & Ankle International*, 21(2), 138-144.
- Sierra-Guzmán, R., Jiménez, F., & Abián-Vicén, J. (2018). Predictors of chronic ankle instability: Analysis of peroneal reaction time, dynamic balance and isokinetic strength. *Clinical Biomechanics*, 54, 28-33.
- Simpson, J. D., Stewart, E. M., Macias, D. M., Chander, H., & Knight, A. C. (2018). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 37, 210-219.
- Simpson, J. D., Stewart, E. M., Turner, A. J., Macias, D. M., Wilson, S. J., Chander, H., & Knight, A. C. (2019). Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability: A comparison of unexpected and expected ankle inversion

- perturbations during a single leg drop-landing. *Human Movement Science*, 64, 133-141.
- Sousa, A. S. P., Leite, J., Costa, B., & Santos, R. (2017). Bilateral proprioceptive evaluation in individuals with unilateral chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 52(4), 360-367.
- Tabrizi, P., McIntyre, W. M., Quesnel, M. B., & Howard, A. W. (2000). Limited dorsiflexion predisposes to injuries of the ankle in children. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 82-B(8), 1103-1106.
- Takao, M., Uchio, Y., Naito, K., Fukazawa, I., & Ochi, M. (2005). Arthroscopic Assessment for Intra-articular Disorders in Residual Ankle Disability after Sprain. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(5), 686-692.
- Takebayashi, T., Yamashita, T., Minaki, Y., & Ishii, S. Y. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 40(7), 610-613.
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M. P. M., & Woodburn, J. (2013). Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of Biomechanics*, 46(9), 1489-1495.
- Terada, M., & Gribble, P. A. (2015). Jump Landing Biomechanics During a Laboratory Recorded Recurrent Ankle Sprain. *Foot & Ankle International*, 36(7), 842-848.

- Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2014). Alterations in neuromuscular control at the knee in individuals with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 49(5), 599-607.
- Thompson, C., Schabrun, S., Romero, R., Bialocerkowski, A., van Dieen, J., & Marshall, P. (2018). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports Medicine*, 48(1), 189-205.
- Timothy, F. T., Malachy, P. M., Michael, R. M., Michael, J. M., & Stephen, J. N. (2006). Risk Factors for Noncontact Ankle Sprains in High School Football Players: The Role of Previous Ankle Sprains and Body Mass Index. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 471-475.
- Todorov, E., & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature neuroscience*, 5(11), 1226-1235.
- Tricia, J. H. (2008). Ligament Laxity Following Inversion Injury with and without Chronic Ankle Instability. *Foot & Ankle International*, 29(3), 305-311.
- Tropp, H. (2002). Commentary: Functional ankle instability revisited. *Journal of athletic training*, 37(4), 512-515.
- van den Bekerom, M. P. J., Kerkhoffs, G. M. M. J., McCollum, G. A., Calder, J. D. F., & van Dijk, C. N. (2013). Management of acute lateral ankle ligament injury in the athlete. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21(6), 1390-1395.

- Van Deun, S., Staes, F. F., Stappaerts, K. H., Janssens, L., Levin, O., & Peers, K. K. H. (2007). Relationship of Chronic Ankle Instability to Muscle Activation Patterns during the Transition from Double-Leg to Single-Leg Stance. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 274-281.
- Waterman, B. R., Owens, B. D., Davey, S., Zacchilli, M. A., & Belmont, P. J., Jr. (2010). The epidemiology of ankle sprains in the United States. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 92(13), 2279-2284.
- Wikstrom, A. E., Tillman, D. M., & Borsa, A. P. (2005). Detection of Dynamic Stability Deficits in Subjects with Functional Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(2), 169-175.
- Wikstrom, E. A., & Brown, C. N. (2014). Minimum Reporting Standards for Copers in Chronic Ankle Instability Research. *Sports Medicine*, 44(2), 251-268.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Chmielewski, T. L., Cauraugh, J. H., Naugle, K. E., & Borsa, P. A. (2010). Dynamic postural control but not mechanical stability differs among those with and without chronic ankle instability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20(1), e137-e144.
- Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., & De Clercq, D. (2002). Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of athletic training*, 37(4), 487-493.

- Wright, C. J., Arnold, B. L., & Ross, S. E. (2016). Altered kinematics and time to stabilization during drop-jump landings in individuals with or without functional ankle instability. *Journal of athletic training*, 51(1), 5-15.
- Wright, I. C., Neptune, R. R., van Den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics*, 33(5), 513-519.
- Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41(suppl 1), i47-i51.

ANNEXE A

Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)

Évaluation des capacités fonctionnelles du pied et de la cheville

Merci de répondre à chaque question en donnant la réponse qui décrit le mieux votre état au cours de la semaine passée (une seule réponse par question).

Si l'activité en question est limitée par autre chose que votre pied ou votre cheville, notez non applicable (N/A).

	Pas de difficulté	Légère difficulté	Difficulté modérée	Difficulté sévère	Incapable de le faire	N/A
Se tenir debout	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher sur un terrain régulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher pied nu sur un terrain régulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Monter une pente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Descendre une pente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Monter les escaliers	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Descendre les escaliers	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher sur un terrain irrégulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Monter et descendre d'un trottoir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S'accroupir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Se mettre sur la pointe des pieds	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Faire les premiers pas (le matin au réveil / après une position assise prolongée)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher 5 minutes ou moins	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher environ 10 minutes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Marcher 15 minutes ou plus	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

En raison de votre pied et de votre cheville, quel est le niveau de difficulté pour faire:

	Pas de difficulté	Légère difficulté	Difficulté modérée	Difficulté importante	Incapable de le faire	N/A
Les tâches ménagères	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les activités de la vie quotidienne	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les soins personnels	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Un travail léger à modéré (se tenir debout, marcher)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Un travail lourd (pousser/ tirer, grimper, porter)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Les activités de loisirs	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A combien estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement dans les activités habituelles de votre vie quotidienne de 0 à 100, 100 étant votre niveau de fonctionnement avant votre problème de pied ou de cheville et 0 étant l'incapacité à faire la moindre de vos activités quotidiennes ?

.0 %

FAAM Echelle des activités sportives

En raison de votre pied et de votre cheville, quel est votre niveau de difficulté pour faire les activités suivantes:

	Pas de difficulté	Légère difficulté	Difficulté modérée	Difficulté importante	Incapable de le faire	N/A
Courir	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sauter	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Se réceptionner d'un saut	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Démarrer et s'arrêter rapidement	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Faire des pas chassés/ des déplacements latéraux	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Activités sportives à faible impact (peu de chocs)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Capacité à exécuter votre activité sportive avec votre technique habituelle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Capacité à pratiquer votre sport aussi longtemps que vous le souhaitez	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A combien estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement durant vos activités sportives de 0 à 100, 100 étant votre niveau de fonctionnement avant votre problème de pied ou de cheville et 0 étant l'incapacité à faire la moindre de vos activités sportives habituelles ?

.0 %

Globalement, comment estimez-vous votre niveau actuel de fonctionnement ?

☐

Normal

☐

Presque normal

☐

En dessous de la normale:

☐

Bien en dessous de la normale

ANNEXE B

I IPAQ

International Physical Activity Questionnaire

(Version française juillet 2003)

Nous nous intéressons aux différents types d'activités physiques que vous faites dans votre vie quotidienne. Les questions suivantes portent sur le temps que vous avez passé à être actif physiquement au cours des 7 derniers jours. Répondez à chacune de ces questions même si vous ne vous considérez pas comme une personne active. Les questions concernent les activités physiques que vous faites au lycée, lorsque vous êtes chez vous, pour vos déplacements, et pendant votre temps libre.

Bloc 1 : Activités intenses des 7 derniers jours

1. Pensez à toutes les activités intenses que vous avez faites au cours des 7 derniers jours. Les activités physiques intenses font référence aux activités qui vous demandent un effort physique important et vous font respirer beaucoup plus difficilement que normalement. Pensez seulement aux activités que vous avez effectuées pendant au moins 10 minutes d'affilée.

1-a. Au cours des 7 derniers jours, combien y a-t-il eu de jours au cours desquels vous avez fait des activités physiques intenses comme porter des charges lourdes, bêcher, faire du VTT ou jouer au football ?

jour(s)

☐ Je n'ai pas eu d'activité physique intense

☐ Passez au bloc 2

1-b. Au total, combien de temps avez-vous passé à faire des activités intenses au cours des 7 derniers jours ?

heure(s) minute

☐ Je ne sais pas

Bloc 2 : Activités modérées des 7 derniers jours

2. Pensez à toutes les activités modérées que vous avez faites au cours des 7 derniers jours. Les activités physiques modérées font référence aux activités qui vous demandent un effort physique modéré et vous font respirer un peu plus difficilement que normalement. Pensez seulement aux activités que vous avez effectuées pendant au moins 10 minutes d'affilée.

2-a. Au cours des 7 derniers jours, combien y a-t-il eu de jours au cours desquels vous avez fait des activités physiques modérées comme porter des charges légères, passer l'aspirateur, faire du vélo tranquillement ou jouer au volley-ball ? Ne pas inclure la marche.

jour(s)

☐ Je n'ai pas eu d'activité physique modérée

☐ Passez au bloc 3

2-b. Au total, combien de temps avez-vous passé à faire des activités modérées au cours des 7 derniers jours ?

heure(s) minute

☐ Je ne sais pas





Bloc 3 : La marche des 7 derniers jours

3. Pensez au temps que vous avez passé à marcher au moins 10 minutes d'affilée au cours des 7 derniers jours.

Cela comprend la marche au lycée et à la maison, la marche pour vous rendre d'un lieu à un autre, et tout autre type de marche que vous auriez pu faire pendant votre temps libre pour la détente, le sport ou les loisirs.

3-a. Au cours des 7 derniers jours, combien y a-t-il eu de jours au cours desquels vous avez marché pendant au moins 10 minutes d'affilée.

___ jour(s)

☐ Je n'ai pas fait de marche

⇒ Passez au bloc 4

3.b. Au total, combien d'épisodes de marche d'au moins 10 minutes d'affilée, avez-vous effectués au cours des 7 derniers jours ?

_____ nombre d'épisodes de 10 minutes d'affilée

Exemples :

Lundi :	1 marche de 60 minutes	6 épisodes
Mardi :	1 marche de 20 minutes et 3 marches de 5 minutes	2 épisodes
Mercredi :	1 marche de 35 minutes	3 épisodes
Jeudi :	1 marche de 8 minutes	0 épisode
Vendredi :	1 marche de 6 minutes puis 3 marches de 4 minutes	0 épisode
Samedi :	1 marche de 18 minutes	1 épisode
Dimanche :	1 marche de 10 minutes et 3 marches de 5 minutes	1 épisode
Total		13 épisodes

☐ Je ne sais pas

Bloc 4 : Temps passé assis au cours des 7 derniers jours

4. La dernière question porte sur le temps que vous avez passé assis pendant les jours de semaine, au cours des 7 derniers jours. Cela comprend le temps passé assis au lycée, à la maison, lorsque vous étudiez et pendant votre temps libre. Il peut s'agir par exemple du temps passé assis à un bureau, chez des amis, à lire, à être assis ou allongé pour regarder la télévision, devant un écran.

4-a. Au cours des 7 derniers jours, pendant les jours de semaine, combien de temps, en moyenne, avez-vous passé assis ?

___ heure(s) ___ minute(s)

☐ Je ne sais pas

ANNEXE C



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : Modifications biomécaniques du membre inférieur des individus souffrant d'une instabilité chronique de la cheville lors d'exécution de tâches dynamiques

Chercheur(s) : Camille Mainville
Département des sciences de l'activité physique

Organisme(s) : Aucun financement

N° DU CERTIFICAT : CER-18-243-07.14

PÉRIODE DE VALIDITÉ : Du 26 mars 2018 au 26 mars 2019

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :

- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

Bruce Maxwell
Président du comité

Fanny Longpré
Secrétaire du comité

Décanat de la recherche et de la création

Date d'émission : 26 mars 2018